

Aus der
Frauenklinik der Johannes Gutenberg-Universität Mainz
(Direktor: Professor Dr. V. Friedberg)

ZEITREIHENANALYSE CARDIOTOKOGRAPHISCHER KURVEN
Eine methodologische Studie

I n a u g u r a l - D i s s e r t a t i o n
zur Erlangung der Doktorwürde
der Medizin
der Johannes Gutenberg-Universität Mainz
den Medizinischen Fachbereichen

vorgelegt von

Wolfgang Schmitt
aus Lampertheim

Mainz 1975

Aus der
Frauenklinik der Johannes Gutenberg-Universität Mainz
(Direktor: Professor Dr. V. Friedberg)

ZEITREIHENANALYSE CARDIOTOKOGRAPHISCHER KURVEN
Eine methodologische Studie

I n a u g u r a l - D i s s e r t a t i o n
zur Erlangung der Doktorwürde
der Medizin
der Johannes Gutenberg-Universität Mainz
den Medizinischen Fachbereichen

vorgelegt von

Wolfgang Schmitt
aus Lampertheim

Mainz 1975



Fachbereichsdekan: Prof. Dr. H. Langendorf

Referent: Prof. Dr. K. W. Tietze

Korreferent: Prof. Dr. V. Friedberg

Prof. Dr. K. Abt



Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41554413_0033

Meiner Mutter gewidmet

INHALTSVERZEICHNIS

	Seite
1. Einleitung	1
2. Definitionen	3
21. Das Cardiotokogramm	3
22. Die Wehendruckkurve	3
23. Die Herzfrequenzkurve	3
231. Basisfrequenz, Tachykardie und Bradykardie	4
232. Kurzfristige Änderungen der Herzfre- quenz	4
233. Langzeitige Veränderungen der Herz- frequenz	4
24. Die Autokorrelationsfunktion	5
25. Die Kreuzkorrelationsfunktion	5
26. Der Trend	5
3. Literatur	6
31. Auskultation des kindlichen Herzschlages mit dem Holzstethoskop	6
32. Zeichen fetaler Gefährdung	7
321. Mekoniumabgang	7
322. Placentainsuffizienz	7
323. Änderungen des ph-Wertes	8
324. Die Wehentätigkeit	8
33. Die Registrierung der Herztätigkeit	9
331. Die fetale Elektrokardiographie	9
3311. Die indirekte fetale Elektro- kardiographie	9
3312. Die direkte fetale Elektro- kardiographie	10
332. Die fetale Phonokardiographie	10
333. Der Nachweis kindlicher Herzaktivität mit Hilfe des Ultraschalls	11

34. Das Cardiotokogramm und seine Beurteilung im Hinblick auf den Zustand des Feten	11
341. Einteilung der Herzfrequenzalterationen nach HAMMACHER	11
342. Einteilung der Herzfrequenzalterationen nach HON	12
343. Einteilung der Herzfrequenzalterationen nach CALDEYRO-BARCIA	13
344. Einteilung der Herzfrequenzalterationen nach WOOD	15
35. Formen fetaler Herzfrequenzänderungen und ihre Bedeutung für den Zustand des Feten	16
351. Die Tachykardie	16
352. Der Dip I	17
353. Der Dip II	17
36. Experimentelle Erzeugung von Gefahrenzu- ständen am intrauterinen Schaf-Feten (BERG)	18
37. Mathematisches Modell zur Simulation (MORGENSTERN, SCHMIDT) cardiotokographischer Parameter	19
38. Lineare Betrachtung der Herzfrequenzaltera- tionen (DE HAAN)	20
39. Statistische Analyse und Interpretation von cardiotokographischen Langzeitableitungen (SCHMITT)	21
4. Zeitreihenanalyse cardiotokographischer Kurven	23
41. Material	23
42. Methode	
421. Beschreibung des Gerätes	24
422. Digitalisierung der analogen Daten	25
423. Datenträger und Rechenanlage	26
424. Wiedergabe der errechneten Werte der Auto- und Kreuzkorrelationsfunktion	26
425. Beschreibung der Auto- und Kreuz- korrelationsfunktion	27
426. Berechnung dieser Funktionen unter Verwendung aller Daten der Herz- frequenz- und Wehenkurve	28
427. Berechnung dieser Funktionen nach Ein- teilung der Wehendruckkurve in die ver- schiedenen Funktionszustände der Uterusmuskulatur	28

428. Wehenspitze als Zeitgeber für die Berechnung der Kreuzkorrelationsfunktion	29
43. Ergebnisse	30
431. Berechnung der Auto- und Kreuzkorrelationsfunktion unter Verwendung aller Daten des Cardiotokogramms	30
432. Berechnung der Kreuzkorrelationsfunktion aus den Daten der Herzfrequenzzeitkurve und den Daten aus den verschiedenen Funktionszuständen der Uterusmuskulatur	34
433. Vergleich der Kreuzkorrelationsfunktion nicht transformierter und transformierter Werte in einem simulierten Fall	38
434. Kreuzkorrelationsfunktion transformierter Werte der Herzfrequenzzeitkurve und des abfallenden Wehenschenkels	43
435. Wehenspitze als Zeitgeber zur Berechnung der Kreuzkorrelationsfunktion	47
4351. Darstellung der mit dieser Methode (Wehenspitze = 1) nachweisbaren Herzfrequenzänderungen in konstruierten Fällen	48
4352. Mit dieser Methode (Wehenspitze = 1) nachweisbare Herzfrequenzänderungen in den uns zur Verfügung stehenden Cardiotokogrammen	51
43521. Theoretische Vorbemerkungen	51
43522. Fallbeschreibung	52
221. Keine Decelerationen, Basisfrequenz	52
222. Transient ascent	54
223. Regelmäßige Bradykardien im Sinne des Dip I	56
224. Regelmäßige Bradykardien im Sinne des Dip II	58
4353. Trendbeobachtung	61
5. Diskussion	67
6. Zusammenfassung	70
Literaturverzeichnis	72

1. EINLEITUNG

Der Fötus ist vor der Geburt durch seine Lage so gut gegen die Außenwelt geschützt, daß es für den Arzt schwierig ist, Anhaltspunkte zu gewinnen, die eine Aussage über den Zustand des Fötus zum Zeitpunkt der Untersuchung oder über den zu erwartenden Geburtsverlauf erlauben. Die Aufgabe eines Geburtshelfers besteht jedoch darin, eine Gefährdung des Lebens der Mutter oder des Kindes frühzeitig zu erkennen, um durch ein aktives Vorgehen die Gefahr abzuwenden.

Anzeichen einer Gefahr für den Fötus lassen sich erkennen aus:

1. Der Überwachung der kindlichen Herztöne
2. Der optischen und chemischen Untersuchung des Fruchtwassers (SALING (63), KUBLI (48, 49))¹⁾
3. Der Bestimmung des Östriolgehaltes, des in 24 Stunden abgegebenen Urins der Mutter (KUBLI (49), TAYLOR et al. (70))
4. Der Aktivität des Humanen Placentalactogen im Serum der Mutter (KELLER et al. (46))
5. Der Mikroblutgasanalyse des fetalen Blutes nach SALING (64).

Nachdem lange Zeit das Fetoskop die einzige Möglichkeit war, die fetalen Herztöne zu überwachen, gelang es in den letzten Jahren durch geeignete Geräte, die fetale Herzfrequenz und die Wehentätigkeit des Uterus kontinuierlich als Cardiotokogramm aufzuzeichnen. Die kontinuierliche Überwachung der Herzfrequenz und Wehentätigkeit bedingte eine Flut an Informationen, aus der sich einige Parameter als bedeutsam für die Zustandsdiagnose des Fötus erwiesen.

1) Bei medizinischgeschichtlichen Zitaten ist die Jahreszahl in Klammern angegeben, alle übrigen sind durch die laufende Nummer im Literaturverzeichnis gekennzeichnet.

Die Parameter zeigten sich in kurzfristigen Änderungen der Herzfrequenz, deren Prüfung durch HAMMACHER (35) erfolgte und in langfristigen Änderungen der Herzfrequenz, die in ihrem zeitlichen Abstand zur Wehe eine Aussage über den Zustand des Feten ermöglichten. Grundlagen der Interpretation der langfristigen Herzfrequenzänderungen entstammen der Schule von CALDEYRO-BARCIA (19) und HON (37).

Dem Zwang, bei einer Gefahr für den Feten, schnell zu handeln, und diese Gefahr aus dem Cardiotokogramm zu erkennen, stehen, jedoch die Flut an Information sowie die Vielzahl der die Gefahr anzeigenden Parameter entgegen. Zur Aufdeckung einer Notsituation des Feten müssen diese Parameter gegeneinander gewichtet werden. Schwierigkeiten ergeben sich noch daraus, daß sie sich im Verlaufe der Geburt untereinander in ihrer Wertigkeit ändern können.

Ziel von Arbeitsgruppen um MORGENSTERN und SCHMIDT (58), BERG und Mitarb. (8) und DE HAAN und Mitarb. (28) ist es, diese Parameter durch verschiedene Methoden heraus zu arbeiten und in ihrer Ätiologie und prognostischen Wertigkeit in Hinsicht auf den Zustand des Feten zu untersuchen.

Unsere Untersuchungen (67,72,73), langfristige Veränderungen der Herzfrequenz in Beziehung zur Wehentätigkeit und einen eventuellen Trend im Verlaufe der Geburt in der von BENDAT (7) beschriebenen Auto- und Kreuzkorrelationsfunktion darzustellen, sind als eigener Beitrag zu diesen Arbeitsgruppen zu sehen.

2. DEFINITIONEN

21. Das Cardiotokogramm

Unter Cardiotokogramm versteht man die simultane Registrierung der fetalen Herzfrequenz und des Wehendruckes der Uterusmuskulatur auf einem fortlaufenden Papierstreifen. Von dem Cardiotokogramm ist der zu einem bestimmten Zeitpunkt herrschende Wehendruck und die augenblickliche fetale Herzfrequenz ablesbar.

22. Die Wehendruckkurve

Der Wehendruck wird bei der Ableitung vom Bauch der Schwangeren (externe Tokometrie) als relativer, bei Ableitung aus dem Uteruscavum als absoluter Druck registriert (LANGREDER (51)). Die Wehendruckkurve zeigt die verschiedenen Qualitäten der Uterusfunktion.

1. Die Ruhepause, während der der Wehendruck gleich bleibt,
2. den ansteigenden Wehenschenkel, während dem es zu einer Zunahme des Wehendruckes kommt,
3. den absteigenden Wehenschenkel, während dem der Wehendruck geringer wird.

Als Wehenakme bezeichnet man die Zeit des höchsten Wehendruckes, von der Abnahme des Steigungsmaßes des ansteigenden Wehenschenkels, bis zum Erreichen des größten Steigungsmaßes des abfallenden Wehenschenkels (CALDEYRO-BARCIA (18)).

23. Die Herzfrequenzkurve

Die aktuelle Herzfrequenz wird als Frequenz pro Minute (beats per minute = bpm) fortlaufend registriert.

231. Basisfrequenz, Tachykardie und Bradykardie

Die Basisfrequenz lässt sich im Cardiotokogramm in den Intervallen zwischen Dips und Transient ascents als Mittelwert der kurzfristigen Schwankungen bestimmen. Ihre physiologischen Grenzen liegen nach unten bei 120 bpm nach oben bei 160 bpm. Erreicht sie Werte über 160 bpm, spricht man von Tachykardie, bei Werten unter 120 bpm von Bradykardie.

232. Kurzfristige Änderungen der Herzfrequenz

Bei den kurzfristigen Änderungen der Herzfrequenz unterscheidet man zwischen kurzen etwa 8 sec dauernden Herzfrequenzverlangsamungen mit einer Amplitude zwischen 20 und 90 bpm (Spikes) und kurzzeitigen Schwankungen der Herzfrequenz mit einer Periodik von 0 bis über 25 pro Minute. Nach ihrer Häufigkeit pro Minute erfolgt eine Einteilung in Gruppen (HAMMACHER (35)).

233. Langzeitige Veränderungen der Herzfrequenz

Bei langzeitigen Veränderungen der Herzfrequenz unterscheidet man zwischen "vorübergehenden Beschleunigungen" (transient ascents) mit einer durchschnittlichen Dauer von 26 sec und einer durchschnittlichen Amplitude von 21 bpm und vorübergehenden Absenkungen der Herzfrequenz (Dips), die mit den Uteruskontraktionen gekoppelt sein können. Nach dem zeitlichen Abstand (lag-time) der Herzfrequenzsenkungen zu den Uteruskontraktionen werden sie durch römische Ziffern näher klassifiziert (MENDEZ-BAUER (55)).

24. Die Autokorrelationsfunktion

Die Autokorrelationsfunktion stellt die Summe der Produkte der Werte einer Zeitreihe mit sich selbst und den in einem bestimmten zeitlichen Abstand befindlichen Werten dar. Der Sinn dieser Funktion ist, periodische Vorgänge einer Zeitreihe nachzuweisen und sie in ihrem zeitlichen Abstand als Änderung des Korrelationsmaßes darzustellen (Einzelheiten bei BENDAT (7), HORBACH (45)).

25. Die Kreuzkorrelationsfunktion

Die Kreuzkorrelationsfunktion stellt die Summe der Produkte der Werte einer Zeitreihe mit den in bestimmten Zeitabständen bestehenden Werten einer anderen Zeitreihe dar. Der Sinn dieser Funktion ist, periodische Vorgänge einer Zeitreihe, die mit periodischen Vorgängen einer anderen Zeitreihe gekoppelt sind, in ihrem zeitlichen Abstand als Änderung des Korrelationsmaßes darzustellen (Einzelheiten bei BENDAT (7)).

Die Anwendung beider Korrelationsfunktionen führt zu einer Datenreduktion, so daß periodische Vorgänge, deren Vorhandensein durch die Fülle der Daten vorher möglicherweise verdeckt wurde, als Änderung des Korrelationsmaßes nachgewiesen werden können (TIETZE (72), TIETZE (73), SCHMITT (67)).

26. Der Trend

Der Trend ist eine statistisch beschreibbare Grundrichtung im Verlaufe einer Zeitreihe.

Etwa vorhandene Trends in einer Zeitreihe können in der Auto- oder Kreuzkorrelationsfunktion nachgewiesen werden, wenn man diese Funktionen für aneinandergrenzende Teilzeiträume berechnet (BENDAT (7)).

3. LITERATUR

31. Auskultation des kindlichen Herzschlages mit dem Holzstethoskop

Der Nachweis kindlichen Lebens während der Schwangerschaft ist bedingt durch die Lage des Feten äußerst schwierig. Deshalb suchte man schon früh nach Lebenszeichen des werdenden Kindes. Als erste dürfte wohl die werdende Mutter diese in Änderungen ihres körperlichen Zustandes und später dann durch Kindsbewegungen wahrgenommen haben (KUBLI (50)).

Dem Arzt boten sich neben diesen subjektiven Äußerungen der Schwangeren als objektiv nachprüfbares Kriterium kindlichen Lebens der auskultierbare Herzschlag des Kindes an.

Nach der Erfindung des Hörrohres durch LAENNEC 1819 hat drei Jahre später der französische Arzt KERGERADEC dieses Instrument zur Darstellung der kindlichen Herztöne angewandt (22,26). Damit war eine Voraussetzung gegeben, das kindliche Leben zu überwachen.

Aus Änderungen der Herzfrequenz während der Geburt des Feten wurde erstmals durch BODSON (1843) auf eine Gefahr für das Kind hingewiesen, wenn während der Wehe die Herztöne nicht mehr hörbar sind und nach der Kontraktion die Herzfrequenz nur langsam zu ihrem Ausgangspunkt zurückkehrt.

Nach BRAUN (1857) kann bei plötzlicher Änderung im Rhythmus der Herztöne auf eine Gefahr für das Leben des Feten geschlossen werden.

Von WINKEL (1903) fand eine normale fetale Herzfrequenz zwischen 100 und 160 Schlägen pro Minute. Darüber und darunter liegende Werte sollen als Zeichen der fetalen Not aufgefaßt werden. Einer kontinuierlichen Überwachung des Feten durch das Fetoskop sind während der Geburt jedoch Grenzen gesetzt. Einmal kann die Auskultation der fetalen Herztöne überhaupt unmöglich sein (z.B. Adipositas der Mutter, Lage des Feten), zum anderen gelingt die Auskultation während der Wehen nur in den seltensten Fällen. Fehlern bei der Umsetzung der gehörten Signale in die Bestimmung der fetalen Herzfrequenz/min

unterliegen auch geübte Geburtshelfer (HON (37)).
McCALL (54) fand eine Mortalität von 10 %, wenn die Feststellung einer fetalen Not allein auf der Bestimmung der fetalen Herzfrequenz beruhte.

32. Zeichen fetaler Gefährdung

321. Mekoniumabgang

Nachdem der Mekoniumabgang von SCHWARTZ (1858) als Zeichen fetaler Not erkannt war, stellt die Beurteilung des Fruchtwassers bei noch stehender Fruchtblase eine Bereicherung der präpartalen Diagnostik des Zustandes des Feten dar. Die durch Mekoniumabgang bedingte farbliche Veränderung des Fruchtwassers kann zum einen durch die Amnioskopie nach SALING (63), zum anderen durch die Amniozentese nach KUBLI (48) festgestellt werden, wobei Fruchtwasser durch transabdominelle Punktion der Amnionhöhle aspiriert wird. Das durch die letztgenannte Methode gewonnene Fruchtwasser steht einer weiteren chemischen und histologischen Aufarbeitung zur Verfügung.

Bei Mekoniumabgang und einer fetalen Herzfrequenz unter 110/min fand sich eine fetale Todesrate von 22 % (FENTON (25)).

322. Placentainsuffizienz

Klinische Beobachtungen ließen HALBAN (1904) vermuten, daß wesentliche Veränderungen der graviden Frau durch Substanzen verursacht werden, die von der Placenta gebildet werden.

Eine Einschränkung der Leistungen der Placenta, die unter der Belastung der Geburt dekompensieren und somit zu einer fetalen Gefährdung führen können, versucht man indirekt durch ein pathologisches Nachlassen der inkretorischen Lei-

stungen der Placenta nachzuweisen. Als Parameter erwiesen sich klinisch bedeutsam vor allem die Oestriolausscheidung im 24-Stundenurin (KUBLI (49), TAYLOR et al. (70)) und die HPL Aktivität im Serum der Mutter (KELLER (46)). Zur Bestimmung weiterer Gradmesser wurden Untersuchungen über die hitzestabile alkalische Phosphatase (KELLER (46), LIESER (52)) und über die Placentadurchblutung durch Radioisotope (KRAUSS (47)) angestellt.

Versuche, die placentare Insuffizienz mit der Cardiotokographie sichtbar zu machen, sind auch durchgeführt worden. Pragmatische Anwendung in der Klinik sind Belastungsversuche bei Verdacht auf Placentainsuffizienz mit künstlichen Wehen bei gleichzeitiger cardiotokographischer Überwachung.

323. Änderungen des ph-Wertes

Eine fetale Gefährdung zeigt sich als biochemischer Parameter in Änderungen des ph-Wertes. Seitdem durch SALING (64) Blutentnahmen vom Feten nach gesprungener oder gesprengter Fruchtblase möglich sind, erlauben diese eine intrapartale Diagnostik des Feten. Durch diese Diagnostik läßt sich die perinatale Mortalität senken. SALING und SCHNEIDER (65) fanden in einem Zeitraum von fünf Jahren, in dem Kinder durch Mikroblutuntersuchungen überwacht wurden, eine perinatale Mortalität von 2,2 %, gegenüber von 8,5 % in einem früheren Vergleichszeitraum, in dem analog gefährdete Kinder nicht überwacht wurden.

324. Die Wehentätigkeit

Eine langdauernde kontinuierliche Überwachung der Geburt ist durch fortlaufende Schreibung der Wehen möglich. Der sich während der Wehe ändernde Druck kann als relativer durch Messung der Uteruswandhärte (externe Tokometrie)

oder als absoluter intrauterin (intrauterine Druckmessung) registriert werden. Aussagen über den Geburtsablauf sind - wenn überhaupt - nur in Verbindung mit dem klinischen Bild möglich (LANGREDER (51)). Eine von LORAND und Mitarb. (53) beschriebene quantitative Wehenmessung soll jedoch über eine frühzeitige Indikationsstellung zur operativen Geburtshilfe die perinatale Mortalität senken.

33. Die Registrierung der Herztätigkeit

Die bei kindlicher Herztätigkeit auftretenden physikalischen Phänomene können durch entsprechende Geräte aufgenommen und aufgezeichnet werden. Als Signale kommen hierfür in Betracht: die die Herzaktion auslösenden Aktionspotentiale, die die Herzaktion begleitenden, akustisch wahrnehmbaren Herztöne und die dem Herzschlag zugrundeliegenden Bewegungen des Herzmuskels.

331. Die fetale Elektrokardiographie

3311. Die indirekte fetale Elektrokardiographie

Bei der indirekten Elektrokardiographie wird das Elektrokardiogramm durch Elektroden abgeleitet, die nicht direkt am Feten befestigt sind.

So konnte CREMER erstmals 1906 fetale Aktionspotentiale im Elektrokardiogramm einer Schwangeren nachweisen. Bedingt durch den Ort der Ableite-Elektroden sind die aufzunehmenden Aktionspotentiale schwach und können durch Aktionspotentiale des mütterlichen Herzens und der mütterlichen und fetalen Muskulatur überdeckt werden (BEMMEL (6)).

Eine Bedeutung erlangte diese Methode jedoch durch die Möglichkeit kindliches Leben und Mehrlingsschwangerschaften nachzuweisen sowie anhand der R-Zackengröße die Tragzeit zu bestimmen (BOLTE (13)).

3312. Die direkte fetale Elektrokardiographie

Größere Aktionspotentiale des fetalen Herzens können registriert werden, wenn die Ableiteelektroden direkt am Feten angebracht werden. Durch diese Maßnahme verringert sich ebenfalls der Einfluß der Störsignale auf das fetale Elektrokardiogramm.

CALDEYRO-BARCIA und POSEIRO (17) befestigten eine Elektrode nach transabdomineller Punktion der Fruchthöhle am Feten, während HON und HESS (40) nach dem Blasensprung durch die Vagina eine Elektrode an den vorangehenden Teil des Kindes einhakten. Die Größe des Aufnahmesignals sowie die Zurückdrängung von Störsignalen der Mutter führten zu einer Darstellung des gesamten Ekg-Komplexes.

Änderungen einzelner Anteile des Ekg-Komplexes, wie die Senkung der ST-Strecke, konnten an zwei Beispielen im Verlaufe eines Elektrokardiogramms eines Feten, der verstarb, beobachtet werden (HON (38), WERNICKE (75)).

Aus dem zeitlichen Abstand der R-Zacken des fetalen Ekg kann die fetale Herzfrequenzrate errechnet und kontinuierlich aufgezeichnet werden.

332. Die fetale Phonokardiographie

Die die Herzaktion begleitenden, akustisch wahrnehmbaren Herztöne können durch ein dem Bauch der Schwangeren angelegtes Mikrophon aufgenommen und registriert werden. Aus dem zeitlichen Abstand zweier Herzschläge läßt sich über die Periodendauer die fetale Herzfrequenz pro Minute berechnen und aufzeichnen. Einer Ausschaltung von Störsignalen (Darmgeräusche, Aortenpuls der Mutter, Uteringeräusch usw.) dient eine elektronische Aufarbeitung der gewonnenen Signale sowie ein Zeitvergleich aufeinanderfolgender Herztöne (HAMMACHER (34)).

333. Der Nachweis kindlicher Herzaktivität mit Hilfe des Ultraschalls

Die dem Herzschlag zugrundeliegenden Bewegungen des Herzmuskels lassen sich durch Ultraschall mit Hilfe des Doppler-Prinzipes nachweisen. Aus der pro Zeiteinheit gemessenen Anzahl von Herzaktionen läßt sich die fetale Herzfrequenz pro Minute berechnen und aufzeichnen (CALLAGAN (21), MOSLER (61, 61 A). Eine aus dem zeitlichen Abstand zweier Herzaktionen berechnete und kontinuierlich aufgezeichnete Herzfrequenzkurve zeigt HON (42).

34. Das Cardiotokogramm und seine Beurteilung im Hinblick auf den Zustand des Feten

Das Cardiotokogramm ist die gleichzeitige, kontinuierliche Aufzeichnung der fetalen Herzfrequenz und der Wehen (LANGREDER (51)), die extern als relative oder intraamniotisch als absolute Druckänderung registriert werden. Die Methode der Aufzeichnung, die Interpretation der Cardiotokogramme und Rückschlüsse auf den Zustand des Feten gehen allein aus Änderungen der Herzfrequenzkurve auf HAMMACHER (35), aus Änderungen der Herzfrequenzkurve in Beziehung zur Wehendruckkurve auf HON (43), CALDEYRO-BARCIA (19) und WOOD (78) zurück.

341. Einteilung der Herzfrequenzalterationen nach HAMMACHER

HAMMACHER benutzt zur Aufzeichnung seiner Cardiotokogramme die Phonokardiographie und die externe Tokodynamometrie, wobei die fetale Herzfrequenz (FHf) über die Periodendauer einer einzelnen Herzaktion ermittelt wird. Die daraus sich ergebenden kurzzeitigen FHf-Änderungen unterteilt HAMMACHER anfänglich in drei Typen, die auch in späteren Publikationen grundsätzlich gleich sind (34,35).

1. Beim FHf-Typ I = silente Herzfrequenz bleiben die FHf-Änderungen unter 5/min.

Als Ursache fand er:

- a.) den physiologischen Ruhezustand des Feten,
 - b.) den frequenzstabilisierenden Einfluß bestimmter Pharmaka,
 - c.) die Einengung der Leistungsanpassungsfähigkeit des fetalnen Herzes durch eine hypoxische Stoffwechsel-lage.
2. Beim FHf-Typ II = undulatorische Herzfrequenz liegen die FHf-Änderungen zwischen 5 und 25/min und es kann hier mit einem kompensationsfähigen Herzen gerechnet werden, das sich allen ursächlichen Leistungsanforderungen durch Veränderung des Schlagvolumens und der Herzfrequenz anzupassen vermag.
 3. Beim FHf-Typ III = salatorische Herzfrequenz treten in der Registrierung wiederholt FHf-Änderungen über 25/min auf. Auch dieses Herz ist zur Leistungsanpassung fähig, jedoch können die Ursachen dieser Frequenzänderungen für den Feten bedrohlich werden (z.B. Sauerstoffmangelzustände, bedingt durch Uteruskontraktionen oder Nabelschnurkompressionen, und vorübergehende cerebrale Minderdurchblutung durch Schädelkompressionen).

342. Einteilung der Herzfrequenzalterationen nach HON

Zur Aufzeichnung seiner Cardiotokogramme benutzt HON die direkte fetale Elektrokardiographie und die intrauterine Druckmessung. Die fetale Herzfrequenz wird aus dem zeitlichen Abstand zwischen zwei R-Zacken des fetalnen Ekg berechnet und aufgezeichnet. Ur-

spränglich beschreibt HON zwei Typen der Herzfrequenzänderungen, die er in ihrem Grundkonzept auch später beibehält (37,38,39,40,41,42,43,44).

1. eine physiologische Bradykardie, auch "V-shaped bradycardia" genannt, beginnt 20 sec nach Kontraktionsbeginn, hat eine Amplitude von 80 bpm, dauert 7 - 8 sec und ist 20 sec vor Kontraktionsende beendet. Sie soll durch Druck auf den vorangehenden Kopf bedingt sein.
2. Eine pathologische Bradykardie, auch U-shaped bradycardia genannt, beginnt 10 - 15 sec nach Kontraktionsbeginn, ist stärker und dauert länger als der erste Typ und kann sich nach der Wehe fortsetzen. Sie kann durch Nabelschnurkompressionen hervorgerufen werden. Beginnt diese Bradykardie 30 - 40 sec nach Wehenbeginn und setzt sich nach der Wehe fort, soll sie Ausdruck einer fetalen Hypoxie sein.

343. Einteilung der Herzfrequenzalterationen nach CALDEYRO-BARCIA

CALDEYRO-BARCIA leitet seine Cardiotokogramme durch die direkte fetale Elektrokardiographie und intrauterine Druckmessung ab. Auftretende Bradykardien, die er Dip nennt, klassifiziert er nach dem zeitlichen Abstand (lag-time) zwischen dem tiefsten Punkt der Bradykardie und dem höchsten intrauterinen Druck und bezeichnet sie danach mit römischen Ziffern. Beim Dip I (s. S. 4) beträgt die lag-time (s. S. 4) 3,5 sec mit einer Standardabweichung von 7,5 sec. Er fand diesen Typ bei gesprungener Fruchtblase, wenn der kindliche Kopf einem erhöhten Druck ausgesetzt war. Ein gehäuftes Auftreten dieser Erscheinung war auch bei Nabelschnurumschlingung zu beobachten. Für den Dip II (s. S. 4) wird eine lag-time von 41 sec mit einer Standardabweichung von 11 sec angegeben. Die Herzfrequenzerniedrigung normalisiert sich erst nach Ende der Wehe. Dieser Typ spricht für eine fetomaternelle Gasaustauschstörung,

die durch eine Nabelschnurumschlingung oder auch durch eine insuffiziente Placenta verursacht werden kann.

Später definiert CALDEYRO-BARCIA die basale Herzfrequenz als die mittlere Frequenz, die zwischen Dips, Spikes und vorübergehenden Beschleunigungen (s. S. 4) liegt und von schnellen Schwankungen überlagert ist.

Der gesamten Herzfrequenzkurve sind normalerweise schnelle Schwankungen mit einer Amplitude von 3 - 5 bpm und einer Periodik von 3 - 10/min überlagert.

In 40 % seiner Fälle fand er vorübergehende Beschleunigungen (transient ascents) mit einer durchschnittlichen Amplitude von 21 bpm und einer Dauer von 26 sec. Eine Beziehung, die auf den Zustand des Feten schließen läßt, konnte er nicht feststellen.

Schnell vorübergehende Verlangsamungen (spikes) mit einer Amplitude zwischen 20 und 90 bpm und einer mittleren Dauer von 8 sec ließen keine Beziehung zum Zustand des Feten erkennen.

Er unterscheidet weiterhin zwischen dem Dip I und II. Der Dip I entwickelt sich während der Wehe, wobei der tiefste Punkt der Herzfrequenzerniedrigung nahezu zeitlich mit dem Wehenmaximum zusammenfällt. Verursacht wird der Dip I durch Druck auf den kindlichen Schädel. Es besteht kein Zusammenhang zwischen Amplitude und Häufigkeit dieses Dip mit dem Apgar-Index des Neugeborenen. Der Dip II bildet sich etwa 30 bis 50 sec nach dem Wehenmaximum aus und ist Ausdruck einer Hypoxie des Feten. Treten im Verlaufe einer Geburt mehr als 20 Dip II, oder rufen mehr als 35% der Wehen einen Dip II hervor, oder überschreitet die Summe der Amplituden der Dip II 600 bpm, so läuft das Neugeborene die Gefahr einen Apgar-Index von 6 oder weniger zu erreichen. (5, 10, 11, 17, 18, 19, 20, 55, 56, 57).

344. Einteilung der Herzfrequenzalterationen nach WOOD

WOOD's Einteilungen basieren auf Cardiotokogrammen, die mittels direkter Elektrokardiographie und intrauteriner Druckmessung registriert wurden. Er unterscheidet vier Hauptgruppen, wofür er einen mittleren Apgar-Score angibt (78).

- Typ I Die fetale Herzfrequenz liegt zwischen 120 und 160 bpm und bleibt sowohl während als auch zwischen den Wehen unverändert. Der mittlere Apgar-Score ist 7.
- Typ IIa Die fetale Herzfrequenz liegt zwischen 160 und 200 bpm und bleibt sowohl während als auch zwischen den Wehen unverändert. Der mittlere Apgar-Score ist 7.
- Typ IIb Die fetale Herzfrequenz liegt zwischen 100 und 120 bpm und bleibt sowohl während als auch zwischen den Wehen unverändert. Der mittlere Apgar-Score ist 8.
- Typ IIIa Die fetale Herzfrequenz liegt zwischen 120 und 160 bpm und während der Wehen tritt ein Herzfrequenzabfall von weniger als 30 bpm auf, der nicht bis zum Ende der Wehe anhält. Der mittlere Apgar-Score beträgt 7,5.
- Typ IIIb Die fetale Herzfrequenz liegt zwischen 120 und 160 bpm und während der Wehen tritt ein Herzfrequenzabfall zwischen 30 und 110 bpm auf. Der mittlere Apgar-Score beträgt 8,5.
- Typ IIIc Die fetale Herzfrequenz liegt über 160 bpm und während der Wehen tritt ein Herzfrequenzabfall zwischen 30 und 110 bpm auf. Der mittlere Apgar-Score beträgt 5.
- Typ IV Die fetale Herzfrequenz liegt über 160 bpm und gegen Ende der Wehe entwickelt sich ein Herzfrequenzabfall, der sich nach ihrem Ende fortsetzt. Der mittlere Apgar-Score beträgt 2,5.

35. Formen fetaler Herzfrequenzänderungen und ihre Bedeutung für den Zustand des Feten

Die intrauterine Asphyxie ist allein oder in Verbindung mit anderen Faktoren Ursache von 40 - 50 % der perinatalen Todesfälle (BUTLER (16)). In den Cardiotokogrammen können Herzfrequenzmuster gezeigt werden, die als Anzeichen fetaler Not gelten und ein aktives Eingreifen des Geburtshelfers erlauben. Über den, die fetale Herzfrequenz regelnden Mechanismus, sowie die darauf wirkenden Einflußgrößen gibt es Anhaltspunkte.

351. Die Tachykardie

Schon von WINCKEL konnte 1903 zeigen, daß Fieber der Mutter zu einer Tachykardie des Feten führt. Auch Angst und Streß führen nach WELFORD und Mitarbeitern (75) und CIPHER und Mitarbeitern (23) zu einer Tachykardie von Mutter und Kind. Ließ unter diesen Umständen CIPHER und Mitarbeiter (23) die Mutter reinen Sauerstoff atmen, blieb diese Tachykardie bestehen und die erwartete Bradykardie von Mutter und Kind trat nicht auf. Nach BRADY und Mitarbeitern (14) ist eine längerdauernde Tachykardie nach Ausschaltung psychischer Ursachen durch leichten Sauerstoffmangel bedingt. ALTHABE und Mitarbeiter beatmeten eine Mutter, deren Kind tachykard war, mit reinem Sauerstoff. Die Herzfrequenz des Feten fiel daraufhin zwar ab, jedoch nicht auf normale Werte, da nach ALTHABE (5) zwar die tachykardiebedingende Hypoxie ausgeglichen wird, die gleichzeitig bestehende Azidose jedoch nicht (incomplete correction). Hypoxie, Azidose und Hyperkapnie stimulieren sympathische Zentren (5).

Eine Tachykardie allein führt nicht zu mehr Neugeborenen im schlechten Zustand als in einer Kontrollgruppe. Ist die Tachykardie jedoch mit Bradykardien verbunden, ist der Anteil von Neugeborenen in schlechtem Zustand deutlich höher als in einer Kontrollgruppe (GINSBURG (27)).

352 Der Dip I

Herzfrequenzdepressionen im Sinne des Dip I werden durch Druck auf den kindlichen Schädel verursacht (MENDEZ-BAUER (55), HON (37), ULLERY (74)). Sie sind Ausdruck eines Vagusreflexes, da sie sich nach Atropingabe nicht mehr auslösen lassen (MENDEZ-BAUER (55,56)) bzw., wenn sie vorhanden waren, nicht mehr auftreten (HON (41)). Nach ALTHABE ist Hypoxie nicht als Ursache anzusehen, weil sie sich durch Sauerstoffbeatmung der Mutter nicht verhindern lassen (5).

353 Der Dip II

Herzfrequenzdepressionen im Sinne des Dip II finden sich gehäuft bei Störungen des Stoffaustausches zwischen Mutter und Kind und sind Ausdruck einer Hypoxie des Feten (BIENIARZ et. al. (11), HON (41). HON (41,43) konnte als Ursache der Hypoxie schwere Nabelschnurumschlingungen und eine Überstimulation des Uterus nach Oxytocingabe nachweisen. Atmet die Mutter ein Hypoxiegemisch, so hat dies bei normaler Geburt nur einen geringen Einfluß auf die fetale Herzfrequenz, während z.B. eine Placentainsuffizienz unter diesen Umständen eine Prädisposition für das Auftreten von Dip II bedeutet (BIENIARZ et.al. (10,11), CIPHER und HUBER (23)). Als Ausdruck einer Hypoxie des Feten lassen sich Bradykardien im Sinne des Dip II verhindern, oder wenn schon vorhanden, in ihrer Amplitude vermindern, wenn der Mutter reiner Sauerstoff zur Atmung angeboten wird (ALTHABE et.al. (5), BIENIARZ et.al. (11), HON (41), MENDEZ-BAUER et.al. (57)). Einen gleichen Effekt zeigt eine Lageänderung der Mutter, wenn die Hypoxie des Feten durch eine Nabelschnurumschlingung bedingt ist (HON (41)).

Die Hypoxie scheint zum Teil über eine Vagusstimulation diese Bradykardien zu beeinflussen, da es nach Atropingabe zu einer Abnahme der Amplitude des Dip II kommt (HON (41), MENDEZ-BAUER et.al. (55,56)).

36. Experimentelle Erzeugung von Gefahrenzuständen am intrauterinen Schaf-Feten (BERG)

Um zu einem besseren Verständnis zu gelangen und die Genese der Herzfrequenzalterationen zu klären und sie mit dem Zustand des Feten zu korrelieren, benutzten BERG und Mitarbeiter als Arbeitsmodell einen Regelkreis der fetalen Herzfrequenz-Regulation. Eingriffe in diesen Regelkreis und die Messung verschiedener sich dadurch ändernder Meßgrößen führten sie experimentell an intrauterinen Schaf-Feten durch.

Ihr Regelkreis besteht aus einem Rezeptor (Baro- und Chemo-rezeptoren darstellend), einer afferenten Bahn (den Vagus darstellend), einem Regler (das Herzkreislaufzentrum darstellend), einer efferenten Bahn (den Sympathikus darstellend) und einem Erfolgsorgan (den Sinusknoten darstellend).

Eine fetale Hypoxie bewirkten sie zunächst durch einen Entzug des Sauerstoffes aus der Atemluft des Muttertieres, dann, um den Übertritt von Einflüssen aus dem mütterlichen Regelkreis auf den Feten zu eliminieren, über eine Minderung der uterinen Durchblutung durch Drosselung der A.uterina. Die Hypoxie des Feten zeigte sich neben anderen biochemischen und hämodynamischen Parametern in einem Auftreten von späten Dezelerationen sowie in Änderungen des Oszillationsmusters. Dezelerationen entstehen dabei nach den hypothetischen Vorstellungen von BERG und Mitarbeitern unmittelbar durch reflektorische Antworten des Reglers auf Änderungen von intra-vasalem Druck, Volumen, Durchblutung oder Sauerstoffdruck. Die danach eintretende Normalisierung der Herzfrequenz braucht noch nicht das Ende der Gefährdung des Feten zu bedeuten, denn die Normalisierung des pO_2 und pH -Wertes benötigt mehrere Minuten. Die wahrscheinliche Ursache des Wiederanstiegs der Herzfrequenz ist eine Katecholaminwirkung. Eine in die Phase des noch nicht normalisierten pO_2 und pH -Wertes fallende erneute Dezeleration kann trotz gleicher Form schwerwiegendere Folgen haben.

Die Dezeleration ist Ausdruck einer hypoxischen Schädigung zerebraler Zentren. Erfolgt sie ohne initiale Akzeleration, besteht der Verdacht auf eine schlechte Ausgangslage des Feten oder starken hypoxischen Streß, der sofort zur Vagusreizung bzw. Vasomotorenlähmung führt.

Ein normaler Oszillationstyp des Cardiotokogramms war bei ganz unterschiedlichen, normalen bis pathologischen biochemischen Parametern zu finden (8,9,68,76).

37. Mathematisches Modell zur Simulation (MORGENSTERN, SCHMIDT) cardiotokographischer Parameter

Eine Arbeitsgruppe um MORGENSTERN und SCHMIDT geht davon aus, Cardiotokogramme mathematisch-statistisch zu beschreiben. Änderungen der Herzfrequenzkurve sollen mathematisch-statistisch dargestellt und in ihrer Wertigkeit auf den Zustand des Feten geprüft werden.

So konnte MORGENSTERN (58) aus den Originaldaten einer Herzfrequenzkurve ein periodisches Auftreten von Herzfrequenzänderungen in der Autokorrelationsfunktion darstellen.

TERINDE und Mitarbeiter (71) leiteten objektive, die Basisfrequenz und Oszillationen beschreibende Parameter ab und zeigten, daß im Vergleich zwischen Kollektiven mit normalem und pathologischem Index schnelle und langsame Oszillationen teilweise voneinander unabhängig sind.

Anhand von neun Dip beschreibenden Parametern, deren Häufigkeit sowohl einzeln als auch miteinander an Kollektiven von Neugeborenen mit normalem und pathologischem Index geprüft wurden, wiesen ALBRECHT und Mitarbeiter (4) zum Beispiel für eine lag-time größer als 20 sec, für große Dip-Flächen und für die Dip-Dauer eine signifikante Häufung in der Gruppe mit pathologischem Index nach. In dem Kollektiv mit pathologischem Index sahen sie bei Dips mit einer lag-time unter 20 sec häufiger kleine Abstiegszeiten, während in diesem Kollektiv bei einer lag-time über 20 sec sich größere Ab- und Anstiegszeiten häuften. Nach diesen Untersuchungen müssen mehrere Parameter

eines Dips beobachtet werden um eine Aussage über den Zustand des Feten machen zu können.

SCHMIDT und Mitarbeiter (66) gelangen mit Hilfe der Diskriminanzanalyse von Dip beschreibenden Parametern zu einem Dip bewertenden Parameter, der eine Trennung der Kollektive mit normalem und pathologischem Index erlaubt. In diesen einen Dip bewertenden Parameter beziehen sie einen Parameter ein, der die verflossene Zeit zwischen zwei aufeinanderfolgenden Dips beinhaltet. Bei Abstandszeiten unter 450 sec wird eine bessere Diskriminierung erreicht.

An einem mathematischen Modell des fetalen Kreislaufs können MORGENSTERN und Mitarbeiter (60) an Stellen Noxen setzen, die im Tierversuch nur schwer möglich sind. Die dabei eintretenden Änderungen der Herzfrequenzkurve, der physikalischen und biochemischen Parameter des Zustandes des Feten sollen in Verbindung mit tierexperimentellen Studien zu einem besseren Verständnis der fetalen Herzfrequenzänderungen führen (2,3,4,58,59,60,66,71).

38. Lineare Betrachtung der Herzfrequenzalterationen (DE HAAN)

Eine Arbeitsgruppe um DE HAAN teilt die Phänomene der fetalen Herzfrequenzkurve, die Ausdruck des Zustandes des Feten sind, in drei Gruppen, die weiter unterteilt werden können (s. S. 3 und 4).

1. Die basale Herzfrequenz
2. Die schnellen Oszillationen (short term irregularity, STI)
3. Die langsamen Oszillationen (long term irregularity, LTI)

Die den schnellen und langsamen Oszillationen zugrundeliegenden unterschiedlichen zeitlichen Abstände zwischen den Herzaktionen können durch Punkte in einem zweidimensionalen Koordinatensystem dargestellt und nach Verbindung der einzelnen Punkte durch je eine Gerade zum Nullpunkt durch das Argument und den Modulus²⁾ dieser Geraden beschrieben werden.

2) Unter Argument versteht man den Winkel zwischen der Geraden und der Abszisse. Die Länge der Geraden wird Modulus genannt.

Schnelle Oszillationen treten als Veränderungen, im Argument, langsame treten als Veränderungen des Modulus in Erscheinung. Schnelle und langsame Oszillationen werden durch Darstellung von Modulus und Argument in Histogrammen quantitativ beschrieben und bestehende Trends können sichtbar gemacht werden.

Die Gabe von Pharmaka, die auf das autonome Nervensystem wirken, von Sedativa, von Tranquilizern und von Analgetika, sowie Untersuchungen an Anencephalen, sollen die die Herzfrequenz beeinflussenden Regelmechanismen klären.

So konnten DE HAAN und Mitarbeiter auf drei die fetale Herzfrequenz regulierende Mechanismen schließen:

1. Eine kontinuierliche vagale Aktivität.
2. Eine vom ersten unabhängige, oszillierende vagale Aktivität, welche die schnellen Oszillationen verursacht.
3. Eine kontinuierliche sympathische Aktivität (28,29,30, 31,32).

39. Statistische Analyse und Interpretation von cardioto- graphischen Langzeitableitungen (SCHMITT)

Die von BENDAT (7) beschriebene Methode der Auto- und Kreuzkorrelationsfunktion benutzten HORBACH (45) zur differenzierten Kennzeichnung von Arrhythmien bei Vorhofflimmern, BEMMEL (6) zur Aufdeckung von fetalen Ekg-Komplexen bei transabdomineller Ekg-Ableitung der Mutter und HELLMANN und Mitarbeiter (36) zum Nachweis der Wirkung von Atropin auf die fetale Herzfrequenz. MORGENSTERN (58) wies in der Auto- und Kreuzkorrelationsfunktion die Periodizität von fetalen Herzfrequenzänderungen nach.

Unsere Arbeitsgruppe hatte das Ziel in Cardiotokogrammen periodische Herzfrequenzänderungen in der Auto- und Kreuzkorrelationsfunktion nachzuweisen und durch Berechnung aneinander grenzender Teilzeiträume bestehende Trends aufzuzeigen.

Den mittleren Abstand von Herzfrequenzdepressionen zu den abfallenden Wehenschanken stellt TIETZE (72,73) in der Kreuz-

korrelationsfunktion eines 4 Stunden und 20 min lang registrierten Cardiotokogramms dar. Anhand konstruierter Cardiotokogramme konnte SCHMITT zeigen, daß in der Kreuzkorrelationsfunktion der mittlere zeitliche Abstand von Herzfrequenzdepressionen zu den abfallenden Wehenschenkeln, die mittlere Tiefe der Depressionen, ihre mittlere Dauer und ihre Verschiebung dargestellt werden können (67).

4. ZEITREIHENANALYSE CARDIOTOKOGRAPHISCHER KURVEN

41. Material

Die nach klinischer Indikation aufgezeichneten Cardiotokogramme wurden von uns nach bestimmten extrem gelagerten Fällen und nach ihrer technischen Güte ausgewählt. Die Anwendung unserer Untersuchungen wurde also auf Einzelfälle des geburtshilflichen Patientengutes der Universitätsfrauenklinik in Mainz beschränkt. Ein routinemäßiger Einsatz ist durch Ausnutzung der vollen Kapazität der vorhandenen Rechner jedoch möglich. Insgesamt werteten wir aus der Zeit vom Juli 1969 bis Juni 1971 23 Cardiotokogramme aus.

Das geburtshilfliche Patientengut der UFK setzt sich zur Hälfte aus Schwangeren aus Mainz und Vororten zusammen. 16,2% der Schwangeren kommen aus dem Landkreis Mainz, während jede dritte Schwangere ihren Wohnsitz in der weiteren Umgebung hat (AHLERS (1)).

Ein Teil der Schwangeren wird von praktisch tätigen Kollegen in der Stadt betreut und nur zur Entbindung in die UFK überwiesen. Die Vorsorgeuntersuchungen der übrigen Schwangeren, insbesondere die der Risikofälle, übernimmt die UFK (ROTH (62)). Die Universitätsfrauenklinik ist 1946 aus dem ehemaligen Stadtkrankenhaus Mainz entstanden und ist als Schwerpunktkrankenhaus für Risikoschwangerschaften und Intensivbetreuung von Mutter und Kind vorgesehen.

Die 23 Fälle wurden interpretiert und die einzelnen Befunde mit standardisierten Herzton - Wehenkurven verglichen. Die Technik der Simulationen ist aus Gründen des besseren Verständnisses in den Kapiteln 42 und 43 beschrieben. In der vorliegenden Arbeit wurden von den untersuchten Fällen paradigmatische Beobachtungen ausgewählt und dargestellt.

42. Methode

421. Beschreibung des Gerätes

Zur Analyse standen uns Cardiotokogramme zur Verfügung, die mit einem Cardiotokographen nach HAMMACHER (34,35) aufgenommen wurden. Dieses Gerät erlaubt die simultane Registrierung der Wehenaktivität und der fetalen Herzfrequenz. Es besteht im Prinzip aus zwei Einheiten. Ein Aufnahmekopf, der dem Bauch der Schwangeren anliegt, leitet die über einen Taststift gewonnenen Signale des Uterustonus und der Herztöne dem Cardiotokographen zu, der diese verwertet und aufzeigt.

Der Taststift arbeitet zur Aufnahme des Uterustonus als "isometrisches System", wobei einer Verlagerung des Taststiftes durch den Uterustonus eine elektromagnetische Kraft entgegenwirkt, die leicht gemessen werden kann. Damit ist gewährleistet, daß der Taststift für die Aufnahme höherfrequenter Schwingungen (Herztöne) im optimalen Bereich eines Tauchspulmikrophons arbeitet.

Die so in elektrische umgewandelten mechanischen und akustischen Signale werden auf zwei Kanälen dem Cardiotokographen zugeleitet.

Niederfrequente Schwingungen (Änderungen des Uterustonus) zeigt der Cardiotokograph direkt an und registriert sie auf einem fortlaufenden Papierstreifen, dem Cardiotokogramm.

Die höherfrequenten Schwingungen werden verstärkt und in verschiedene Frequenzbereiche geschieden. Den ihrer Dauer und Frequenz Herztönen entsprechenden Schwingungen werden in ihrer Amplitude geregelt und als Rechteckimpulse einem Rechner zugeführt, der nur solche zur weiteren Verarbeitung freigibt, die auch in ihrer zeitlichen Aufeinanderfolge Herztönen entsprechen könnten. Einer weiteren Ausschaltung von Störsignalen dient ein Zeitvergleich, der aus den jeweils

ersten und zweiten Herztönen berechneten fetalen Herzfrequenz. Die nach diesem Zeitvergleich freigegebene fetale Herzfrequenz wird auf einem Zeigerinstrument direkt angezeigt und auf dem Cardiotokograph registriert.

422. Digitalisierung der analogen Daten

Bei kontinuierlicher Schreibung des Gerätes entsteht also eine simultane Registrierung der fetalen Herzfrequenz und des Wehendruckes. Zur weiteren Auswertung dieser Cardiotokogramme durch eine EDV-Anlage war es notwendig die gewonnenen analogen Daten in digitale umzusetzen.

Wertet man die Cardiotokogramme im Sinne eines Koordinatensystems aus, so läßt sich aus der Projektion der Kurvenanteile auf die Ordinate die jeweilige Herzfrequenz bzw. der relative Wehendruck bestimmen. Durch Projektion dieser Anteile auf die Abszisse erhält man den zu diesem Zeitpunkt gültigen Wert der fetalen Herzfrequenz bzw. den des relativen Wehendruckes.

Bei einem Vorschub des Papierstreifens von 1 cm/min erkennt man im Raum zwischen den stärker aufgezeichneten senkrechten Linien die Herzfrequenz- und Wehendruckänderungen innerhalb eines Zeitraumes von einer Minute. Bei einer Schreibung von 2 cm/min wird dieser Zeitraum auf die Strecke zwischen zwei stärker aufgezeichnete senkrechte Linien gedehnt.

Im Verlauf unserer Untersuchungen wurden durch Mittelung die im Zeitraum von 30 sec bei 1 cm/min Vorschub des Papierstreifens, dann durch Mittelung die im Zeitraum von 15 sec bei 2 cm/min Vorschub und dann durch Mittelung die im Zeitraum von 7,5 sec bei 2 cm/min Vorschub vorherrschenden Werte der Herzfrequenz und des Wehendruckes bestimmt. Wegen der Ungenauigkeit dieser rein visuellen Abschätzung der mittleren Werte der Herzfrequenz- und Wehenkurve in der jeweiligen Zeiteinheit wurden die Werte so gewählt, daß sie durch den Faktor 5 teilbar waren.

Damit war eine Aussage über den mittleren Wert der Herzfrequenz und des Wehendruckes pro Zeiteinheit möglich, die je nach Betrachtungsweise 30 sec, 15 sec, bzw. 7,5 sec dauerte. Eine Multiplikation der Anzahl (n) dieser Zeitabschnitte mit ihrer jeweils gewählten Dauer läßt eine Aussage über die mittlere Herzfrequenz oder den Wehendruck im zeitlichen Abstand zum Aufzeichnungsbeginn zu.

423. Datenträger und Rechenanlage

Die so gewonnenen digitalen Werte des Cardiotokogramms wurden auf 80-stellige Lochkarten getrennt nach Herzfrequenz und relativem Wehendruck übertragen. Für die Datenverarbeitung wurden im Institut für medizinische Statistik und Dokumentation (Direktor Prof. Dr. Dr. S. KOLLER) der Universität Mainz spezielle Programme entwickelt (Programmierung D. MÜLLER und L. HORBACH). Die Berechnung der Auto- und Kreuzkorrelationsfunktion erfolgte auf einer EDV-Anlage vom Typ CD 3300 im mathematischen Institut der Universität Mainz.

424. Wiedergabe der errechneten Werte der Auto- und Kreuzkorrelationsfunktion

Die errechneten Werte der Auto- und Kreuzkorrelationsfunktion wurden in ein zweidimensionales Koordinatensystem übertragen, sodaß durch Projektion der Werte auf die Abszisse der Abstand $k \times \Delta t$ zu dem zum Zeitpunkt t_1 gebildeten Korrelationsmaß RT und durch Projektion der Werte auf die Ordinate das Korrelationsmaß RT zu bestimmen war. Die einzelnen Punkte im Koordinatensystem wurden durch Linien miteinander verbunden. Die Auto- und Kreuzkorrelationsfunktion stellten sich somit als Kurven dar.

425. Beschreibung der Auto- und Kreuzkorrelationsfunktion

Zum Nachweis periodischer Vorgänge in Zeitreihen wird von BENDAT (7) die Methode der Autokorrelationsfunktion angegeben. Innerhalb des gesamten Beobachtungszeitraumes T einer Zeitreihe werden die Werte der registrierten Kurve zu diskreten Zeitpunkten t_i ($i=1, \dots, n$) betrachtet, wobei der Beobachtungszeitraum $T = (t_1, \dots, t_n)$ ist. Der zeitliche Abstand von Meßpunkt zu Meßpunkt beträgt $t = t_i - t_{i-1} = \text{const.}$, $i=2, \dots, n$. Bezeichnet man die, zu den Zeitpunkten t_i gemessenen Werte der Wehen mit $W(t_i)$ und die, der Herzfrequenz mit $H(t_i)$, so läßt sich die Autokorrelationsfunktion der Wehendruckkurve darstellen als

$$RT(W(t_i), k \times \Delta t) = \frac{\sum_{i=1}^{n-1} W(t_i) \times W(t_i + k \times \Delta t)}{n-k} ; k=0, 1, \dots$$

die entsprechende Autokorrelationsfunktion der Herzfrequenzkurve als

$$RT(H(t_i), k \times \Delta t) = \frac{\sum_{i=1}^{n-1} H(t_i) \times H(t_i + k \times \Delta t)}{n-k} ; k=0, 1, \dots$$

Periodische Schwankungen einer Zeitreihe, die in zeitlicher Beziehung zu periodischen Schwankungen einer anderen Zeitreihe stehen, können durch die Kreuzkorrelationsfunktion nachgewiesen werden (7).

Formelmäßig läßt sich die Kreuzkorrelationsfunktion definieren als

$$RT(W(t_i), k \times \Delta t) = \frac{\sum_{i=1}^{n-k} W(t_i) \times H(t_i + k \times \Delta t)}{n-k} ; K=0, 1, \dots$$

Der Sinn dieser beiden Funktionen ist, periodische Schwankungen als Änderung des Korrelationsmaßes RT in ihrem zeitlichen Abstand nachzuweisen.

Wie aus den oben beschriebenen Formeln ersichtlich, erreicht die Summe der Produkte der verschiedenen Zeitabstände $k \times \Delta t$ immer dann ein Maximum, wenn der gewählte Zeitabstand dem zeitlichen Abstand der periodischen Schwankungen entspricht.

426. Berechnung dieser Funktionen unter Verwendung aller Daten der Herzfrequenz- und Wehenkurve

Von den in der Zeit von Juli 1969 bis Juni 1971 aufgezeichneten Cardiotokogrammen wurden von uns 23 ausgewertet. Die Auswahl der zu verwertenden Cardiotokogramme erfolgte anfangs nur anhand ihrer technischen Güte. Darunter verstanden wir eine möglichst kontinuierliche und leicht ablesbare Schreibung der Herzfrequenz- und Wehenkurve. Kleinere Ausfälle der Schreibung, deren zeitliche Dauer unter 30 sec lag, wurden nach Vergleich mit den angrenzenden Werten sinnbildlich ergänzt. Zu Vergleichszwecken der verschiedenen Cardiotokogramme wurden die Meßwerte des Wehendrucks und der Herzfrequenz so transformiert, daß die Gesamtheit der zu den Zeitpunkten t_i gemessenen Werte den Mittelwert 0 und die Standardabweichung 1 ergab.

427. Berechnung dieser Funktionen nach Einteilung der Wehendruckkurve in die verschiedenen Funktionszustände der Uterusmuskulatur

Rhythmische Veränderungen der Herzfrequenzkurve werden in ihrem zeitlichen Abstand als Änderung des Korrelationsmaßes RT in der Kreuzkorrelationsfunktion angezeigt. Ein zeitlicher

Bezug dieser Änderungen des Korrelationsmaßes RT zur Wehenkurve läßt sich, unter Verwendung aller Daten der Wehenkurve zur Berechnung der Kreuzkorrelationsfunktion, jedoch nicht herstellen.

Da aber von CALDEYRO-BARCIA (19) die Veränderung der Herzfrequenz im Anschluß zum jeweiligen Wehenmaximum zur Beurteilung der Situation des Feten hervorgehoben wird, berechnet wird deshalb die Kreuzkorrelationsfunktion getrennt³⁾ nach den verschiedenen Funktionszuständen der Uterusmuskulatur, denen sich dann Änderungen des Korrelationsmaßes zuordnen ließen. Dabei wurde die Wehendruckkurve des Cardiotokogramms unterteilt in Ruhepause, ansteigenden und abfallenden Schenkel des Wehendruckes und aus jeweils diesen Daten getrennt und den gesamten Daten der Herzfrequenzkurve die Kreuzkorrelationsfunktion berechnet.

428. Wehenspitze als Zeitgeber für die Berechnung der Kreuzkorrelationsfunktion

Ein genauer zeitlicher Bezug der mittleren Herzfrequenzänderungen im Anschluß an die Wehenakmen (s. S. 3) läßt sich herstellen, wenn der zum Zeitpunkt t_1 höchste Wert des Wehendruckes allein mit den Daten der Herzfrequenzkurve gekreuzkorreliert wird. Erhält dieser zum Zeitpunkt t_1 gemessene höchste Wert des Wehendruckes den Wert 1 und unterläßt man die Transformation der Herzfrequenz- und Wehenkurve, so gibt die Ordinate der Kreuzkorrelationsfunktionskurve den mittleren Wert der Herzfrequenz in bpm an. Die Projektion der mittleren Herzfrequenz auf die Abszisse ergibt den zeitlichen Abstand $k \times \Delta t$ zu der Gesamtheit der Wehenakmen im Beobachtungszeitraum T .

3) Persönliche Mitteilung Prof. Dr. Dr. S. KOLLER, Direktor des Instituts für medizinische Statistik und Dokumentation der Universität Mainz.

43. Ergebnisse

431. Berechnung der Auto- und Kreuzkorrelationsfunktion unter Verwendung aller Daten des Cardiotokogramms

Die Rhythmik von Schwankungen des Wehendruckes bzw. der Herzfrequenz zeigt sich in ihrem zeitlichen Abstand als Maximum oder Minimum des Korrelationsmaßes RT in der jeweiligen Kreuzkorrelationsfunktion.

Zu einer Änderung des Korrelationsmaßes RT in der Kreuzkorrelationsfunktion kommt es nur, wenn rhythmische Schwankungen des Wehendruckes und der Herzfrequenz zeitlich miteinander gekoppelt sind. Dabei werden in der Kreuzkorrelationsfunktion der zeitliche Abstand der gekoppelten rhythmischen Schwankungen des Wehendruckes und der Herzfrequenz als Maximum bzw. Minimum des Korrelationsmaßes RT dargestellt.

Die oben beschriebene Transformation der Werte t_i

($\bar{x}_{t_i} = 0$; $s_{x_{t_i}} = \pm 1$) bedingt eine Berechnung der Kreuzkorrelationsfunktion aus positiven und negativen Zahlen. Positive Werte des Korrelationsmaßes RT können deshalb sowohl durch Multiplikation positiver als auch negativer Werte entstanden sein, während ein negatives Korrelationsmaß immer aus der Multiplikation negativer Werte mit positiven entstanden sein muß. Eine Verschiebung der gesamten Funktion in den positiven oder negativen Bereich des Koordinatensystems ist durch die Summation der Produkte möglich.

Diese Gesetzmäßigkeiten wirken sich vor allem für die Auto-korrelationsfunktion der Wehendruckkurve aus, wenn es zu einer fast gleichen Dauer von Wehe und Wehenpause kommt. Die Auto-korrelationsfunktion kann dann als fast regelmäßige Sinuskurve (Abb. 1 Mitte) erscheinen, wobei die Maxima des Korrelationsmaßes sowohl aus der Multiplikation von Wehen mit Wehen

als auch aus der Multiplikation von Wehenpausen mit Wehenpausen entstanden sind. Die Minima des Korrelationsmaßes sind aus der Multiplikation von Wehen mit Wehenpausen entstanden.

Unter diesen Voraussetzungen ist der Abstand der Maxima der Autokorrelationsfunktion ein allgemeines Maß für den Abstand der Wehen und Wehenpausen. Der Abstand von Maximum zu Minimum gibt dagegen den zeitlichen Abstand von der Wehe zu der Mitte der Wehenpause an.

Eine Autokorrelationsfunktion der Herzfrequenzzeitkurve mit ähnlich ausgeprägten Maxima und Minima kam wegen der Unregelmäßigkeit von Herzfrequenzänderungen selten vor. Gleichwohl gilt jedoch, daß Änderungen des Korrelationsmaßes der Kreuzkorrelationsfunktion nur aus miteinander gekoppelten rhythmischen Veränderungen beider Zeitreihen entstehen.

Zur Interpretation der Kreuzkorrelationsfunktion war es also notwendig, die Autokorrelationsfunktion der Wehendruck- und Herzfrequenzzeitkurve heranzuziehen, da nur so eine quantitative Aussage über das Verhalten des Korrelationsmaßes RT der Kreuzkorrelationsfunktion möglich war.

In Abb. 1 ist die Kreuzkorrelations- und die jeweilige Autokorrelationsfunktion der Wehen- und Herzfrequenzkurve einer normal verlaufenden Geburt dargestellt. Nach einer Geburtsdauer von 12 Stunden, von denen 2 Stunden und 20 Minuten mit dem Cardiotokographen kontinuierlich überwacht wurden, wurde ein Mädchen mit einem Apgar-Index von 10/10 spontan geboren. Das Neugeborene wog 3550 g und war 52 cm groß. Die Überwachung mit dem Cardiotokographen erfolgte wegen einer möglicherweise bestehenden Rh-Inkompatibilität. Die Mutter stand - zum dritten Male schwanger - vor der Geburt ihres ersten Kindes.

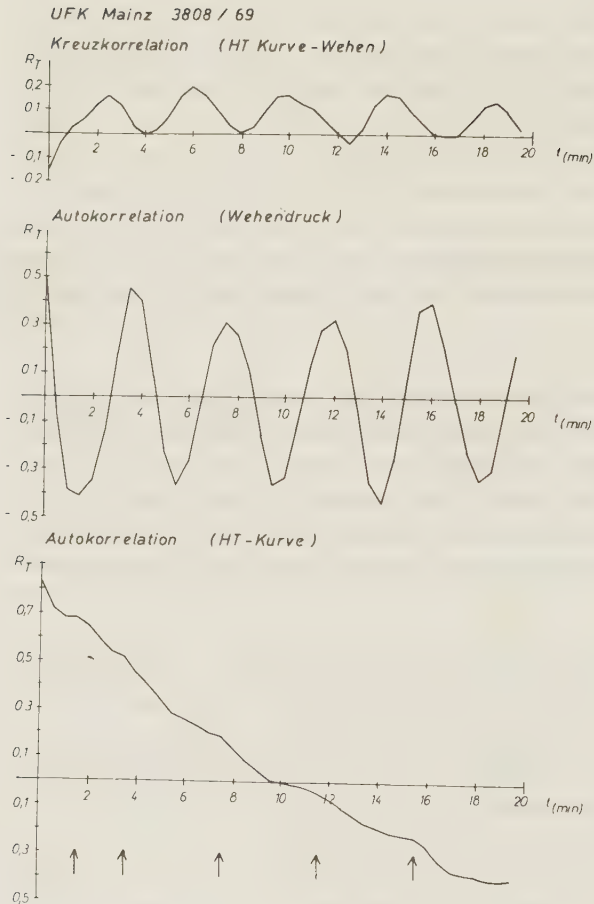


Abb. 1: Von oben nach unten sind dargestellt: die Kreuzkorrelationsfunktion der Herzton- und Wehenkurve, die Autokorrelationsfunktion der Wehenkurve und die Autokorrelationsfunktion der Herztonkurve eines 2 Stunden und 20 min lang registrierten Cardiotokogramms (UFK-Mainz 3808/69).

In allen drei Funktionen zeigen sich periodische Änderungen der Kurven des Cardiotokogramms in Änderungen des Korrelationsmaßes R_T .

Änderungen des Korrelationsmaßes R_T sind in der Autokorrelationsfunktion der Herztonkurve nicht sehr ausgeprägt, lassen aber auch hier (durch Pfeile angedeutet) einen etwa 4-minütigen Abstand der periodischen Veränderungen erkennen.

Die Autokorrelationsfunktion der Wehendruckkurve (Abb. 1 Mitte) zeigt einen steten Wechsel zwischen Maximum und Minimum des Korrelationsmaßes RT . Maxima und Minima haben jeweils einen zeitlichen Abstand von etwa 4 Minuten. Da sich in den Maxima sowohl Wehen als auch Wehenpausen repräsentieren, ergibt sich daraus ein mittlerer Wehen- und Wehenpausenabstand von 4 Minuten. Aus dem Abstand von Maximum und Minimum läßt sich ein zeitlicher Abstand von Wehe und Wehenpause und von Wehenpause zur Wehe von etwa 2 Minuten ablesen. Für eine gleich lange Dauer von Wehe und Wehenpause spricht sowohl der konstante Abstand der Maxima als auch das - gemessen am Ausgangswert - hohe Korrelationsmaß RT der Maxima und Minima.

Als Ausdruck einer ohne stärkere rhythmische Frequenzänderungen abgelaufenen Herzfrequenzzeitkurve zeigt sich deren berechnete Autokorrelationsfunktion als eine relativ glatte Linie. Geringfügige Schwankungen im Verlaufe dieser Linie lassen eine etwa 4-minütige Periodik erkennen (Abb. 1 unten, Markierung).

Die Koppelung dieser in den Autokorrelationsfunktionen der Herzfrequenz- und Wehenkurve nachgewiesenen periodischen Schwankungen zeigt die Kreuzkorrelationsfunktion als Änderung des Korrelationsmaßes RT . Ihr zeitlicher Abstand ergibt sich aus dem Phasenabstand und beträgt in diesem Falle etwa 4 Minuten.

Minima des Korrelationsmaßes RT entstehen immer dann, wenn die Summe der Produkte den kleinsten relativen Zahlenwert erreicht.

Diese geringste relative Summe ergibt sich durch die Summation von Produkten mit großem negativen Zahlenwert, wie sie z.B. durch die Multiplikation der zu den Zeitpunkten t_i gemessenen größten positiven Werte des Wehendruckes mit den zu diesen im Abstand $k \times \Delta t$ gemessenen größten negativen Werten der Herzfrequenz entstehen. Große negative Produkte können

auch durch die Multiplikation großer negativer Werte des Wehendruckes mit großen positiven Werten der Herzfrequenz entstehen.

Maxima des Korrelationsmaßes R_T der Kreuzkorrelationsfunktion werden aus der größten relativen Summe der Produkte gebildet. Positive Produkte entstehen sowohl bei der Multiplikation positiver Werte der Wehendruckkurve mit positiven Werten der Herzfrequenzkurve als auch bei der Multiplikation negativer Werte der Wehendruckkurve mit negativen Werten der Herzfrequenzkurve.

Die in Abb. 1 oben dargestellte Kreuzkorrelationsfunktion beginnt mit negativen Werten, steigt langsam an und erreicht nach knapp einer Minute positive Werte. Dieses Verhalten könnte durch das zeitliche Zusammentreffen von Herzfrequenzdepressionen und Wehen bedingt sein. Im Abstand $k \times \Delta t = 4$ min der zu den Zeitpunkten gemessenen höchsten Werte der Wehendruckkurve kommt es zu einem erneuten Absinken der Herzfrequenz. Das drückt sich in der Ausbildung des zweiten Minimums der Kreuzkorrelationsfunktion aus. Jedes weitere Minimum gibt das Absinken der Herzfrequenz im Abstand $k \times \Delta t$ zur Wehe an.

432. Berechnung der Kreuzkorrelationsfunktion aus den Daten der Herzfrequenzzeitkurve und den Daten aus den verschiedenen Funktionszuständen der Uterusmuskulatur

Zur Erkennung einer Gefahrensituation für den Feten wird von CALDEYRO-BARCIA et.al. (19) die Bedeutung des zeitlichen Abstandes von Herzfrequenzänderungen zur vorangegangenen Wehe hervorgehoben.

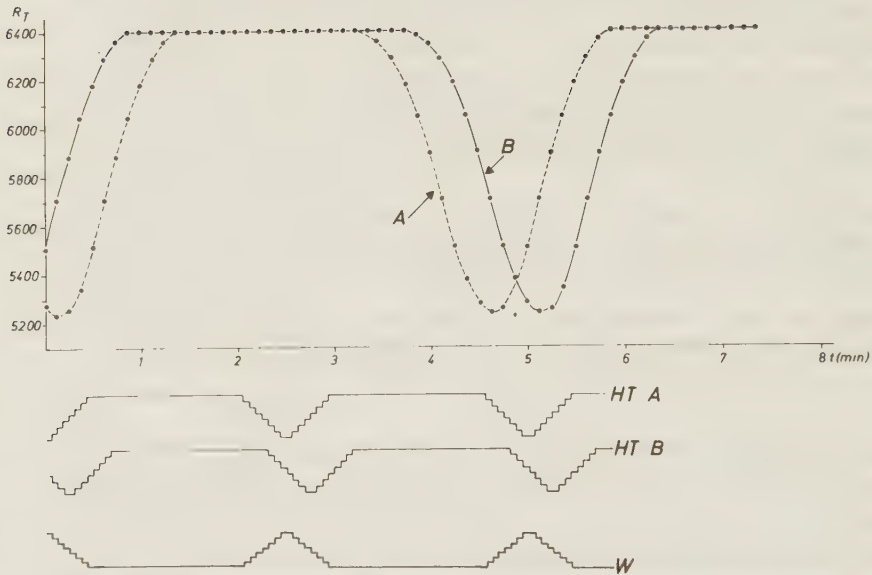
Die aus allen Daten der Herzfrequenz- und Wehenkurve berechnete Kreuzkorrelationsfunktion zeigt uns jedoch nur an, ob rhythmische Veränderungen der Herzfrequenzkurve mit rhythmischen

Veränderungen der Wehenkurve gekoppelt sind. Diese gekoppelten rhythmischen Veränderungen führen zu einer Änderung des Korrelationsmaßes RT der Kreuzkorrelationsfunktion. Der zeitliche Abstand $k \times \Delta t$ der Änderungen des Korrelationsmaßes RT gibt den zeitlichen Abstand der miteinander gekoppelten Veränderungen der Herzfrequenz- und Wehenkurve an.

Ein zeitlicher Bezug von Änderungen der Herzfrequenzkurve zu den einzelnen Phasen des Wehenablaufes läßt sich in der Kreuzkorrelationsfunktion darstellen, wenn diese aus den Daten der Herzfrequenzkurve und den Daten eines jeweils gewählten Funktionszustandes der Uterusmuskulatur berechnet wird.

Das Verhalten einer nach dieser Methode berechneten Kreuzkorrelationsfunktion spiegelt im Abstand $k \times \Delta t$ den mittleren Verlauf der Herzfrequenz im Abstand $k \times \Delta t$ zur jeweils gewählten Phase des Wehenablaufes wider. Auch unter diesen Voraussetzungen gilt: Zu Veränderungen des Korrelationsmaßes RT in der Kreuzkorrelation kommt es nur, wenn rhythmische Veränderungen der Herzfrequenzkurve mit rhythmischen Veränderungen der Wehendruckkurve gekoppelt sind.

Zur Klärung dieser Frage haben wir die bereits methodisch beschriebenen Simulationen angewandt. Unter der Verwendung des absteigenden Wehenschenkels läßt sich zeigen, daß es wegen der Summierung der Produkte zu einem glatten Kurvenverlauf der Kreuzkorrelationsfunktion kommt, wenn der abfallende Wehenschenkel im Abstand $k \times \Delta t$ auf einen glatten Verlauf der Herzfrequenz trifft (Abb. 2, 3, 4). Ist ein genügend großer Abstand $k \times \Delta t$ zwischen Herzfrequenzdepression und dem abfallenden Wehenschenkel vorhanden, daß negative Werte des Wehendruckes mit negativen Werten der Herzfrequenz zusammenreffen, erreicht das Korrelationsmaß RT in der Kreuzkorrelationsfunktion ein Maximum, da bei der Summierung der Produkte jetzt die aus negativen Faktoren berechneten positiven Produkte hinzuaddiert werden (Abb. 3).



Verschiebung der HT-Depression gegen den Wehengipfel (Dip II) dargestellt mit Hilfe der Kreuzkorrelationsfunktion (Modell)

Abb. 2. Im oberen Teil der Abbildung sind die Kreuzkorrelationsfunktionen zweier konstruierter Cardiotokogramme (unterer Teil der Abbildung) übereinander gezeichnet. Die Cardiotokogramme unterscheiden sich nur im zeitlichen Abstand der HT-Depressionen zu den Wehen. Der zeitliche Abstand (hier 30 sec) wird in den Kreuzkorrelationsfunktionen dargestellt, wenn diese aus den Daten der Herzfrequenzkurve und denen der abfallenden Wehenschenkel berechnet werden. Beide Kreuzkorrelationsfunktionen scheinen zur Ordinate hin verschoben, da zu ihrer Berechnung die abfallenden Wehenschenkel benutzt wurden. Die HT-Depressionen und damit die Wehen wiederholen sich nach 5 min.

Erst mit dem Abstand $t_1 + k \times \Delta t$ später, wenn positive Werte des Wehendruckes mit negativen Werten der Herzfrequenz miteinander multipliziert werden, wird ein Minimum des Korrelationsmaßes registriert werden.

Der Nachteil der hier durchgeführten (s. S.28) Transformation der Werte beider Zeitreihen besteht darin, daß es durch die Transformation zu einer nicht kalkulierbaren zeitlichen Verschiebung von Herzfrequenzänderungen zu den einzelnen Uterusfunktionszuständen kommt.

Die zeitliche Verschiebung einer Herzfrequenzdepression gegenüber einem abfallenden Wehenschenkel läßt sich in der Kreuzkorrelationsfunktion nachweisen, bei der in einem simulierten Fall der abfallende Wehenschenkel mit dem aufsteigenden Schenkel einer Herzfrequenzdepression zeitlich zusammentrifft (Abb. 4).

In den von uns berechneten Kreuzkorrelationsfunktionen realer Fälle wurde zur Errechnung des Mittelwertes eines Funktionszustandes der Uterusmuskulatur die Werte der übrigen Funktionszustände als Nullwerte verwendet. Die Folge war, daß der unter diesen Umständen berechnete Mittelwert weit unter dem des jeweilig verwendeten Funktionszustandes der Uterusmuskulatur lag und damit die ins Verhältnis zur Standardabweichung gesetzten Werte der jeweiligen Uterusfunktionswerte im positiven Bereich lagen.

Für die Kreuzkorrelationsfunktion folgt daraus: Sie wird aus negativen und positiven Werten der Herzfrequenzkurve und nur aus positiven Werten der Wehenkurve berechnet. Damit ergibt sich für die Interpretation dieser Kreuzkorrelationsfunktion folgendes:

Änderungen des Korrelationsmaßes RT im Abstand $k \times \Delta t$ zu dem jeweils zur Berechnung der Kreuzkorrelationsfunktion verwendeten Uterusfunktionszustandes geben ein Bild des Verhaltens der Herzfrequenz im Abstand $k \times \Delta t$ zu einem fiktiven

Mittelwert des gerade zur Berechnung der Kreuzkorrelationsfunktion verwendeten Uterusfunktionszustandes an (Abb. 4).

Diese Aussage läßt sich in simulierten Fällen nachweisen, in denen zur Vermeidung negativer Werte die Transformation der Werte der Herzfrequenz- und Wehenkurve unterblieb. In diesen simulierten Beispielen läßt sich weiter zeigen, daß bei Verwendung gleichförmiger Wehen breite Herzfrequenzdepressionen als breite und schmale als schmale Minima in der Kreuzkorrelationsfunktion erscheinen. Wegen der Summierung der Produkte haben jedoch breite Herzfrequenzdepressionen ein tieferes Minimum in der Kreuzkorrelationsfunktion als schmale bei sonst für beide gleich tiefen Depressionen im Cardiotokogramm.

Diese Simulationen zeigen weiter, daß Verschiebungen der Herzfrequenzänderungen zu dem jeweils zur Berechnung der Kreuzkorrelation verwendeten Uterusfunktionszustandes zeitgerecht angezeigt werden.

433. Vergleich der Kreuzkorrelationsfunktion nicht transformierter und transformierter Werte in einem simulierten Fall

Es wurde ein Fall simuliert, in dem die Wehen mit gleichem zeitlichem Abstand aufeinander folgten, alle den gleichen höchsten Druck erreichten und gleich lange dauerten. Die Basisfrequenz der Herzfrequenzzeitkurve hatte immer den gleichen Wert und wurde nur von Herzfrequenzdepressionen unterbrochen, deren tiefster Punkt mit den Wehengipfeln zeitlich zusammenfiel. Das Steigungsmaß des abfallenden Schenkels der Herzfrequenzdepression entsprach dem des aufsteigenden Schenkels der Wehendruckkurve. Das Steigungsmaß des aufsteigenden Schenkels der Herzfrequenzdepression entsprach dem des absteigenden Wehenschenkels. Die Dauer der Herzfrequenzdepression wurde so gewählt, daß sie der zeitlichen Dauer der Wehe entsprach. Die Berechnung der beiden

Kreuzkorrelationsfunktionen erfolgte aus den Werten des abfallenden Wehenschenkels und den Werten der Herzfrequenzzeitkurve.

Der horizontale Verlauf in beiden Kurven der Kreuzkorrelationsfunktion (Abb. 3) entspricht der Kreuzkorrelationsfunktion aus abfallendem Wehenschenkel und der Basisfrequenz der Herzfrequenzkurve. Das daran anschließende Ansteigen der Kreuzkorrelationsfunktion in der Kurve, die aus den transformierten Werten errechnet wurde (Abb. 3 unten), erklärt sich durch die Summation der Produkte, die aus den negativen Faktoren der Herzfrequenzzeitkurve und des abfallenden Wehenschenkels gebildet wurden. Dabei treffen negative Werte des abfallenden Wehenschenkels auf negative Werte der im Abstand $k \times \Delta t$ befindlichen Herzfrequenzdepressionen, die in dem simulierten Fall eigentlich zu der nachfolgenden Wehe gehören. Der Anstieg in der Kreuzkorrelationsfunktion, die aus transformierten Werten gebildet wurde, fällt zeitlich mit dem Abstieg in der Kreuzkorrelationsfunktion zusammen, die aus nicht transformierten Werten errechnet wurde. Dieser Abstieg erklärt sich dadurch, daß der Zahlenwert der Produkte kleiner wird, da der Zahlenwert der Faktoren des Wehendruckes und der Herzfrequenzdepression kleiner wird.

In beiden Kurven beginnt die Kreuzkorrelationsfunktion mit einem Minimum. Dabei fällt im Falle der Kreuzkorrelationsfunktion aus nicht transformierten Werten auf (Abb. 3 oben), daß dieses erste Minimum nicht so tief wie das zweite Minimum ist, was eigentlich zu erwarten wäre. In diesem Falle scheint die Kreuzkorrelationsfunktion nach links zur Ordinate hin verschoben, was einer zeitlichen Verschiebung zwischen Herzfrequenzdepression und abfallendem Wehenschenkel entsprechen würde.

Diese zeitliche Verschiebung änderte sich in anderen Fällen mit der Steilheit des gewählten abfallenden Wehenschenkels und

Simulation II (HT-Kurve - abfallende Wehenschenkel)

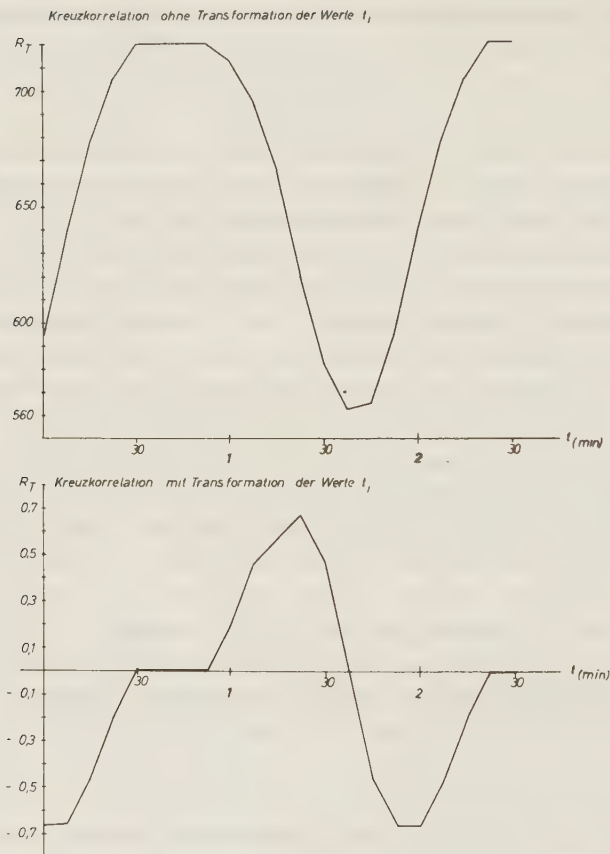
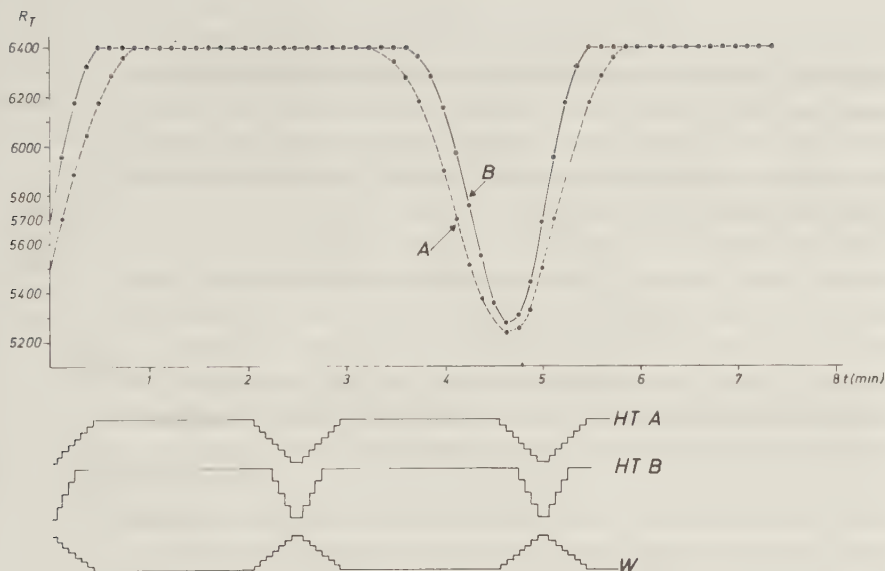


Abb. 3. Dargestellt sind zwei Kreuzkorrelationsfunktionen, die aus den Daten der Herzfrequenzkurve und denen der abfallenden Wehenschenkel eines konstruierten Cardiotokogramms berechnet wurden. Im Gegensatz zu der oberen Kurve wurde die unten dargestellte Kreuzkorrelationsfunktion aus den Werten t_i berechnet, die so transformiert wurden, daß ihr Mittelwert 0 und die Standardabweichung + 1 ergab. Der Anstieg der unteren Kurve, in den positiven Bereich des Korrelationsmaßes R_T , der mit dem Abfall des Korrelationsmaßes R_T der oberen Kurve zeitlich zusammenfällt, ist dadurch bedingt, daß negative Werte des abfallenden Wehenschenkels mit negativen Werten der Herzfrequenzdepression zusammentreffen und ihr Produkt als positiver Wert zur Erhöhung der Summe führen. So ist auch das spätere Minimum der unteren Kurve zu erklären, indem positive Werte des abfallenden Wehenschenkels mit negativen Werten der Herzfrequenzkurve und negative Werte des abfallenden Wehenschenkels mit positiven Werten der Herzfrequenzkurve zusammentreffen.



Ergebnis der Kreuzkorrelationsfunktion bei 2 Arten von HT-Depression und dem gleichen Wehentypus (Modell)

Abb. 4. Im oberen Teil der Abbildung sind die Kreuzkorrelationsfunktionen zweier konstruierter Cardiotokogramme (unterer Teil der Abbildung) dargestellt, die sich nur durch die Breite ihrer Herzfrequenzdepressionen unterscheiden. Aus den beiden Kreuzkorrelationsfunktionen ist ersichtlich, daß breite Herzfrequenzdepressionen als breite und schmale als schmale Senkungen in der Kreuzkorrelationsfunktion erscheinen. Dabei haben, wegen der Summierung der Produkte, breite Herzfrequenzdepressionen ein tieferes Minimum als schmale. Die Kreuzkorrelationsfunktionen wurden aus den Daten der Herzfrequenzkurve und denen des abfallenden Wehenschenkels berechnet. Beide Kreuzkorrelationsfunktionen beginnen nicht mit ihrem Minimum, da zu ihrer Berechnung die abfallenden Wehenschenkel benutzt wurden (siehe auch Abb. 2).

zwar in dem Maße, daß je steiler der abfallende Wehenschenkel verlief, die scheinbare zeitliche Verschiebung umso geringer wurde. Dabei schien es, als sei die Kreuzkorrelationsfunktion von einem fiktiven Mittelwert des abfallenden Wehenschenkels aus mit der Herzfrequenzzeitkurve berechnet worden.

Dieses Verhalten der Kreuzkorrelationsfunktion läßt sich auch in einem anderen simulierten Fall (Abb. 4) nachweisen, in dem der Einfluß verschieden breiter, aber gleich tiefer Herzfrequenzdepressionen bei Verwendung gleich lang dauernder Wehen auf die Breite der Minima der Kreuzkorrelationsfunktion geprüft wurde.

Auch in diesem Fall scheint die Kreuzkorrelationsfunktion nach links verschoben. Das hieß im speziellen Fall, je breiter die Herzfrequenzdepression und damit je geringer das Steigungsmaß des aufsteigenden Schenkels war, umso geringer schien die zeitliche Verschiebung nach links zu sein. Die zweiten Minima der Kreuzkorrelationsfunktion dieses Falles zeigen, daß breite Herzfrequenzdepressionen als breite und schmale als schmale Senkungen in der Kreuzkorrelationsfunktion erscheinen. Durch Summation der Produkte haben dabei breite Herzfrequenzdepressionen ein tieferes Minimum in der Kreuzkorrelationsfunktion als schmale.

Für die Beurteilung der Kreuzkorrelationsfunktion realer Fälle ergibt sich daraus, daß alle Änderungen des Korrelationsmaßes RT der Kreuzkorrelationsfunktion ein Ausdruck der Änderung der mittleren Herzfrequenz im Abstand $k \times \Delta t$ zu den jeweils verwendeten Uterusfunktionszuständen sind, wobei der Einfluß des mittleren Verhaltens des verwendeten Uterusfunktionsabschnittes in der Kreuzkorrelationsfunktion gegenüber dem mittleren Verhalten der Herzfrequenz nicht abgegrenzt werden kann.

434. Kreuzkorrelationsfunktion transformierter Werte der
Herzfrequenzzeitkurve und des abfallenden Wehenschenkels

Änderungen der Herzfrequenzzeitkurve lassen sich als Änderungen in der Kreuzkorrelationsfunktion in eine zeitliche Beziehung zur Wehe setzen, wenn die Kreuzkorrelationsfunktion aus den Werten der Herzfrequenzkurve und den Werten - getrennt nach den Uterusfunktionsabschnitten - der Wehendruckkurve errechnet wird.

Bei der Transformation der Werte des jeweils verwendeten Uterusfunktionsabschnittes wurden zur Berechnung des Mittelwertes die Werte der anderen Uterusfunktionsabschnitte als Nullwerte mitverwendet, was zur Folge hatte, daß dieser so berechnete Mittelwert unter den Werten des verwendeten Uterusfunktionsabschnittes lag und somit diese im positiven Bereich der Standardabweichung lagen. Probleme bei der Interpretation der Kreuzkorrelationsfunktion, die sich durch die Multiplikation negativer Faktoren mit negativen Faktoren, wie im vorhergehenden Kapitel geschildert, ergaben, traten dadurch nicht mehr auf.

Die in Abb. 5 (UFK Mz 3548/69) dargestellte Kreuzkorrelationsfunktion zeigt das mittlere Verhalten der Herzfrequenz im Abstand $k \times \Delta t$ zu den verwendeten Uterusfunktionsabschnitten (hier abfallende Wehenschenkel). Die Kreuzkorrelationsfunktion beginnt mit negativen Werten, die nach 30 sec ansteigen und ab etwa 45 sec positiv werden. Dieses Verhalten des Kurvenverlaufes wird durch Herzfrequenzdepressionen verursacht, die zeitlich in den abfallenden Teil des Uterustonius fallen und deren Minima einen Abstand von 30 sec von diesem haben. Die anschließende Erholung der Herzfrequenz spiegelt sich im Verlauf der Kreuzkorrelationsfunktion wider. Zum Zeitpunkt $k \times \Delta t = 45 \text{ sec}$ wird das Korrelationsmaß RT positiv. Diese Herzfrequenzdepressionen treten nach der Kreuzkorrelationsfunktion mit einem Abstand von 2 min auf und zeigen sich in ihr als ein Absinken und

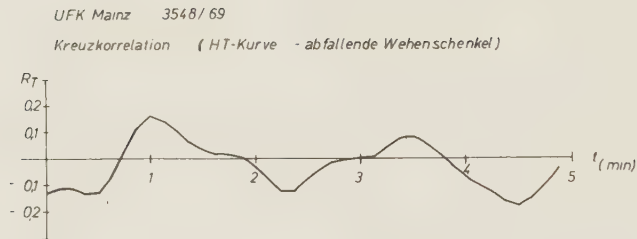


Abb. 5. Die Abbildung zeigt die Kreuzkorrelationsfunktion eines eine Stunde und 30 min lang registrierten Cardiotokogramms, die aus den Daten der Herzfrequenzkurve und denen der abfallenden Wehenschenkel berechnet wurden (UFK-Mainz 3548/69). Die Zweigipfeligkeit des ersten Minimums wird durch das Auftreten von Herzfrequenzdepressionen im Sinne des Dip I und II im Cardiotokogramm verursacht. Die Herzfrequenzdepressionen folgen im Abstand von etwa 2 min aufeinander. In dem zweiten und dritten Minimum ist die Zweigipfeligkeit nicht so stark ausgeprägt, da die Herzfrequenzdepressionen einen unterschiedlichen zeitlichen Abstand zueinander haben.

Negativwerden des Korrelationsmaßes RT . In dem dazugehörigen Cardiotokogramm finden sich Herzfrequenzdepressionen im Sinne des Dip I und II, die sich in der Zweigipfeligkeit des ersten Minimums der Kreuzkorrelationsfunktion ausdrücken. In dem zweiten und dritten Minimum der Kreuzkorrelationsfunktion verwäscht sich diese Zweigipfeligkeit, bedingt durch den unterschiedlichen zeitlichen Abstand der Herzfrequenzdepressionen untereinander, der wiederum, da die Herzfrequenzdepressionen mit den Wehen gekoppelt sind, durch den unterschiedlichen Wehenabstand bedingt ist.

Nach einer Geburtsdauer von 8 Stunden und 35 Minuten wurde ein Kind mit einem Apgar-Index von 3/8 spontan entbunden. Wegen der bestehenden Asphyxie erfolgte eine Verlegung des Kindes in die hiesige Kinderklinik. Die Überwachung mit dem Cardiotokographen dauerte 1 Stunde und 30 Minuten.

Auch die in Abb. 6 (UFK Mz 21/70)⁴⁾ dargestellte Kreuzkorrelationsfunktion, die aus den transformierten Werten der Herzfrequenzkurve und denen des abfallenden Wehenschenkels berechnet wurde, beginnt mit negativen Werten des Korrelationsmaßes RT . Das Minimum wird im Abstand $k \times \Delta t = 15 \text{ sec}$ zu den abfallenden Wehenschenkeln erreicht und entspricht im Cardiotokogramm Herzfrequenzdepressionen im Sinne des Dip I. Nach der Kreuzkorrelationsfunktion tritt danach die Erholung der Herzfrequenz ein, wobei das Korrelationsmaß nach etwa 1 min positive Werte erreicht.

Innerhalb des Abstandes $k \times \Delta t = 4 \text{ min}$ zu der Gesamtzahl der abfallenden Wehenschenkel läßt sich kein so ausgeprägtes zweites Minimum des Korrelationsmaßes RT nachweisen.

4) Über diesen Fall erschienen mit Genehmigung des damaligen medizinischen Dekanates Publikationen (72,73).

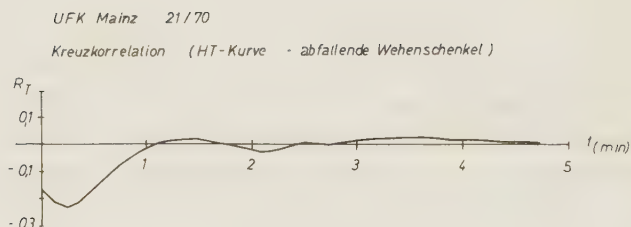


Abb. 6. Kreuzkorrelationsfunktion eines 4 Stunden und 20 min lang registrierten Cardiotokogramms, in dessen Verlauf es zu Herzfrequenzdepressionen im Sinne des Dip I kommt. Im Gegensatz zur Abbildung 5 treten keine weiteren Minima in der Kreuzkorrelationsfunktion auf, was darauf zurückzuführen ist, daß die Herzfrequenzdepressionen im Cardiotokogramm einen größeren Abstand als 5 min haben. Die Kreuzkorrelationsfunktion wurde aus den Daten der Herzfrequenzkurve und denen der abfallenden Wehenschenkel berechnet.

Dies bedeutet, daß der Großteil der Herzdepressionen in einem größeren Abstand als 4 min aufeinander folgt. Ein leichtes Absinken des Korrelationsmaßes RT jedoch mit einem Minimum im Abstand $k \times \Delta t = 2 \text{ min } 15 \text{ sec}$ weist auf Herzfrequenzdepressionen hin, die einen Abstand von 2 min zu den vorhergehenden haben. In dem Cardiotokogramm finden sich dementsprechend vereinzelt Wehen mit Herzfrequenzdepressionen im Sinne des Dip I, die mit einem Abstand von etwa 2 min auf die vorhergehende Wehe folgen.

Nach einem protrahierten Geburtsverlauf von 31 Stunden und 30 Minuten Dauer wurde das Kind einer erstgebärenden Mutter, die zum zweiten Male schwanger war, durch Vakuumextraktion geboren. Der Apgar-Index des Neugeborenen betrug 5/9. Die Geburt wurde 12 Stunden lang mit einem Cardiotokographen überwacht, wovon aus technischen Gründen allerdings nur 4 Stunden und 20 Minuten von uns ausgewertet werden konnten. Der Abstand von Meßpunkt zu Meßpunkt betrug 7,5 Sekunden.

435. Wehenspitze als Zeitgeber zur Berechnung der Kreuzkorrelationsfunktion

Von einer Reihe von Autoren (CALDEYRO BARCIA (19), MENDEZ-BAUER (56)) wird für die Beurteilung einer Gefahrensituation für den Feten die Bedeutung des zeitlichen Abstandes von Herzfrequenzänderungen zur Wehenspitze hervorgehoben.

Nach dem oben beschriebenen Verfahren konnten wir in der Kreuzkorrelationsfunktion Herzfrequenzänderungen im zeitlichen Abstand $k \times \Delta t$ zu dem jeweils verwendeten Uterusfunktionsabschnitt nachweisen. Um nun Einflüsse der Wehendruckkurve auf die in der Kreuzkorrelationsfunktion nachweisbaren Herzfrequenzänderungen zu verhindern und Aussagen über ihren zeitlichen Abstand zur Wehenspitze und ihre Quantität machen zu können, verwendeten wir in den folgen-

den Berechnungen durch entsprechende Eingabe den zum Zeitpunkt t_i gemessenen höchsten Wert des Wehendruckes und gaben ihm den Wert 1. Wie aus der oben dargestellten mathematischen Beschreibung der Kreuzkorrelationsfunktion ersichtlich, gibt unter diesen Bedingungen das Korrelationsmaß dieser Funktion die mittlere Herzfrequenz in bpm und durch Projektion der Werte auf die Abszisse ihren zeitlichen Abstand $k \times \Delta t$ zur Gesamtheit aller Wehenspitzen wieder.

4351. Darstellung der mit dieser Methode (Wehenspitze = 1) nachweisbaren Herzfrequenzänderungen in konstruierten Fällen

Mit dieser Methode werden regelmäßige Veränderungen der Herzfrequenz, die in fester zeitlicher Beziehung zu den Wehen stehen, in der Kreuzkorrelationsfunktion als Änderungen des Korrelationsmaßes RT nachgewiesen. Durch Projektion des Korrelationsmaßes RT auf die Ordinate läßt sich die mittlere Herzfrequenz in bpm ablesen. Die Projektion auf die Abszisse gibt den zeitlichen Abstand $k \times \Delta t$ zur Gesamtheit aller Wehenspitzen an.

In Abb. 7 sind untereinander die mit dieser Methode nachweisbaren Änderungen der Herzfrequenzkurve an Hand konstruierter Fälle dargestellt.

Von oben nach unten sind dargestellt:

1. In der ersten Kurve die mittlere Basisfrequenz im Beobachtungszeitraum T,
2. Veränderungen des Korrelationsmaßes RT, welche durch Bradykardien im Sinne des Dip I hervorgerufen werden,
3. Veränderungen des Korrelationsmaßes RT, wie sie durch Bradykardien im Sinne des Dip II hervorgerufen werden,

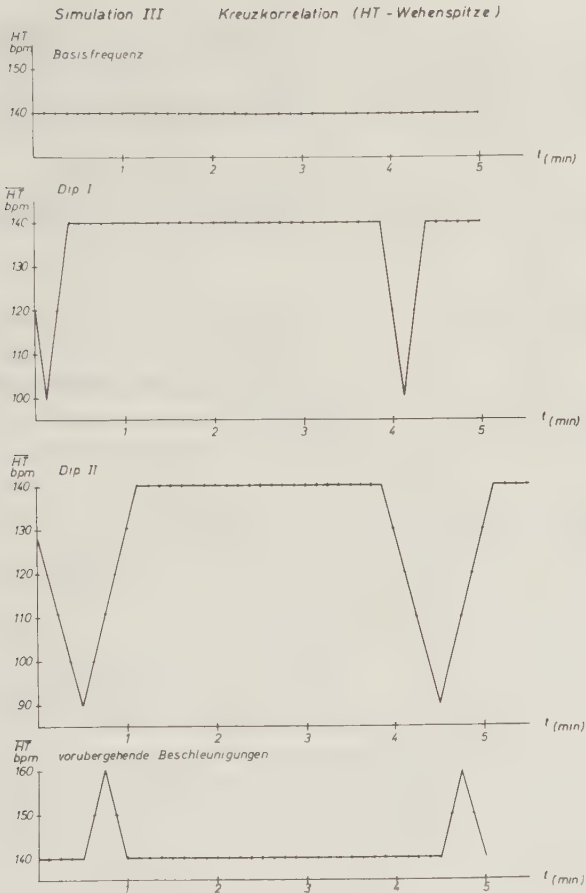


Abb. 7. In den Kreuzkorrelationsfunktionen sind langzeitige Änderungen der Herzfrequenz konstruierter Cardiotokogramme dargestellt. Durch die Berechnung der Kreuzkorrelationsfunktion aus den Daten der Herzfrequenzkurve und den zu den Zeitpunkten t_i gemessenen höchsten Werten des Wehendruckes, die den Wert 1 erhalten, läßt sich die mittlere Herzfrequenz in der Kreuzkorrelationsfunktion in bpm (Ordinate) ablesen. An langzeitigen Änderungen der Herzfrequenz sind in den Kreuzkorrelationsfunktionen von oben nach unten nachgewiesen: Die Basisfrequenz, Herzfrequenzänderungen im Sinne des Dip I und II und vorübergehende Beschleunigungen. Weiter erkennbar ist der Abstand der Herzfrequenzänderungen zu den Wehenspitzen und der zeitliche Abstand (hier 4 min), in dem sie sich wiederholen.

4. In der unteren Kurve Veränderungen des Korrelationsmaßes RT , wie sie durch die mit den Wehen gekoppelten vorübergehenden Beschleunigungen hervorgerufen werden.

In der ersten Kurve ändert sich die mittlere Herzfrequenz im zeitlichen Anschluß an die Gesamtheit aller Wehenspitzen nicht. Die mittlere Basisfrequenz im Beobachtungszeitraum T beträgt 140 bpm.

Die zweite Kurve beginnt mit einem Minimum des Korrelationsmaßes RT , dessen tiefster Punkt ein Absinken der mittleren Herzfrequenz auf 100 bpm bedeutet. Dieser tiefste Punkt der mittleren Herzfrequenz hat einen mittleren zeitlichen Abstand von 7,5 sec zur Gesamtheit aller Wehenspitzen. Danach erholt sich die mittlere Herzfrequenz und erreicht im Abstand $k \times \Delta t = 22,5$ sec die mittlere Basisfrequenz von 140 bpm. 4 Minuten nach der Gesamtheit aller Wehenspitzen fällt die mittlere Herzfrequenz erneut ab und erreicht im Abstand $k \times \Delta t = 4 \text{ min } 7,5 \text{ sec}$ ihren tiefsten Punkt. Der zeitliche Abstand zwischen erstem und zweitem Minimum bedeutet, daß sich die Bradykardien im Abstand von 4 Minuten wiederholen, und es ergibt sich daraus, da diese mit den Wehen gekoppelt sind, ein Wehenabstand von 4 Minuten. Die mittlere Dauer beträgt 30 sec, die mittlere Amplitude 40 bpm. Nach der Definition von CALDEYRO-BARCIA (19) entsprechen sie dem Dip. I. Im dritten Beispiel erreicht das Korrelationsmaß RT 30 sec nach der Gesamtheit aller Wehenspitzen seinen tiefsten Punkt von 90 bpm. 37,5 sec danach erreicht das Korrelationsmaß die mittlere Basisfrequenz von 140 bpm. Die mittlere Amplitude dieser Bradykardien beträgt 50 bpm, ihre zeitliche Dauer 75 sec. Definitionsgemäß entsprechen sie somit dem Dip. II. Diese Bradykardien wiederholen sich nach 4 Minuten.

Im vierten Beispiel erreicht das Korrelationsmaß ein Maximum, dessen höchster Punkt einen zeitlichen Abstand von 45 sec

zur Gesamtheit aller Wehenspitzen hat. Diese Tachykardien mit ihrer mittleren Dauer von 30 sec und ihrer mittleren Amplitude von 20 bpm entsprechen definitionsgemäß "vorübergehenden Beschleunigungen". Diese "vorübergehenden Beschleunigungen" wiederholen sich im Abstand von 4 Minuten. Die mittlere Basisfrequenz beträgt 140 bpm.

4352. Mit dieser Methode (Wehenspitze = 1) nachweisbare Herzfrequenzänderungen in den uns zur Verfügung stehenden Cardiotokogrammen

43521. Theoretische Vorbemerkungen

Eine auf diese Weise berechnete Kreuzkorrelationsfunktion spiegelt das mittlere Verhalten der Herzfrequenz im Anschluß an die Gesamtheit der Wehenspitzen wider.

In Extremfällen können Änderungen der mittleren Herzfrequenz in der Kreuzkorrelationsfunktion bedingt sein, durch eine im starken Maß ausgeprägte Änderung der Herzfrequenz im sonst unauffälligen Cardiotokogramm, oder durch viele mäßig ausgeprägte Änderungen der Herzfrequenz im zugehörigen Cardiotokogramm. Die Amplitude einer Absenkung der mittleren Herzfrequenz in der Kreuzkorrelationsfunktion kann so Ausdruck einer einzelnen stark ausgeprägten Herzfrequenzdepression im zugehörigen Cardiotokogramm sein, wie sie auch durch viele mäßig ausgeprägte Herzfrequenzdepressionen bedingt sein kann. Die Breite einer Absenkung der mittleren Herzfrequenz in der Kreuzkorrelationsfunktion kann zu einem die Wiedergabe einer einzelnen breiten Herzfrequenzdepression bei sonst unauffälligem Cardiotokogramm sein, oder, zum anderen die Wiedergabe vieler schmaler Herzfrequenzdepressionen sein, die dann allerdings jede für sich einen unterschiedlichen Abstand zu ihrer jeweiligen Wehe haben müssen.

Wie sich in den vorhergehenden Kapiteln zeigen ließ, hat, bei einem gleichen zeitlichen Abstand der Herzfrequenzdepressionen untereinander, das erste Minimum in der Kreuzkorrelationsfunktion die gleiche Ausprägung wie das zweite.

In den nun folgenden Kreuzkorrelationsfunktionen sind in der Regel jedoch die zweiten Minima nicht so tief wie die ersten, nehmen dafür jedoch in ihrer mittleren Breite zu. Die Abnahme der Amplitude der Minima und ihre Verbreiterung mit dem größer werdenden zeitlichen Abstand $k \times \Delta t$ ist ein Maß für den ungleichmäßigen Abstand der Herzfrequenzdepressionen untereinander (HORBACH (45)). Da diese aber in ziemlich konstantem Abstand mit den Wehen gekoppelt sind, zeigt die Veränderung der Minima vor allem den ungleichmäßigen Abstand der Wehen an, zumal der zeitliche Abstand zwischen dem zweiten und ersten Minimum im Gegensatz zum zeitlichen Abstand zwischen dem ersten Minimum und dem Origo des Koordinatensystems durch den Wehenabstand bestimmt wird. Eine Verringerung der Amplitude der Minima und ihre gleichzeitige Verbreiterung bedingt eine Abnahme des Steigungsmaßes ihrer auf- und absteigenden Schenkel. Durch einen Vergleich des Steigungsmaßes des auf- und absteigenden Schenkels des zweiten Minimums mit dem des ersten kann, je nachdem, welcher Schenkel in seiner Verringerung des Steigungsmaßes stärker betroffen ist, geschlossen werden, ob ein Teil der Wehen einen größeren oder kleineren Abstand untereinander hat als der Hauptteil der Wehen.

43522. Fallbeschreibung

435221. Keine Decelerationen, Basisfrequenz

Die Abb. 8 (UFK Mz 1626/71 (B_1)) zeigt die Kreuzkorrelationsfunktion eines Cardiotokogramms, in dessen zeitlichen

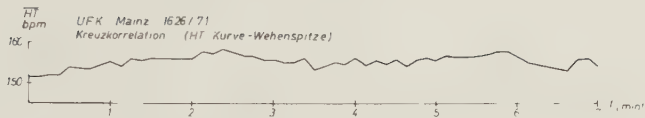


Abb. 8. In der Kreuzkorrelationsfunktion ist die Basisfrequenz eines 35 min lang registrierten Cardiotokogramms (UFK-Mainz 1626/71 (B₁)) dargestellt. Die Basisfrequenz liegt zwischen 150 und 160 bpm. Die Kreuzkorrelationsfunktion wurde aus den Daten der Herzfrequenzkurve und dem zu den Zeitpunkten t_i gemessenen höchsten Wert des Wehendruckes, der den Wert 1 erhielt, berechnet.

Verlaufes von 35 Min. es zu keinen regelmäßigen Herzfrequenzänderungen kam. Wie aus der Kreuzkorrelationsfunktion ersichtlich, schwankt die mittlere Basisfrequenz um den Wert 155 bpm. Das Verhalten der Herzfrequenz wurde im Abstand $k \times \Delta t$ gleich 7 min zur Gesamtheit aller Wehenspitzen verfolgt. Es wurde hier die Kreuzkorrelationsfunktion eines Teilbeobachtungsraumes von 35 min Dauer berechnet, der wegen des einheitlichen Verhaltens der Herzfrequenzzeitkurve aus dem 5 Stunden dauernden Gesamtbeobachtungsraumes herausgetrennt wurde. Dieser Fall wird später noch genauer besprochen werden.

435222. Transient ascent

Herzfrequenzänderungen im Sinne der "vorübergehenden Beschleunigungen" lassen sich in der Abb. 9 (UFK Mz 572/71 (2)) dargestellten Kreuzkorrelationsfunktion nachweisen. Die in dem 15 min dauerndem Teilbeobachtungszeitraum auftretenden "vorübergehenden Beschleunigungen" zeigen sich in der Kreuzkorrelationsfunktion als Anstieg der mittleren Herzfrequenz im Anschluß an die Gesamtheit der Wehenspitzen. Ihren maximalen Wert erreichen sie im Abstand $k \times \Delta t = 45 \text{ sec}$. Die mittlere Amplitude läßt sich durch die Projektion des höchsten Wertes der "vorübergehenden Beschleunigungen" und des Wertes der bei 1 min 45 sec einsetzenden Basisfrequenz auf die Ordinate als Differenzbetrag von 12 bpm ablesen. Ihre mittlere Dauer beträgt 1 min 30 sec. Etwa 3 min 15 sec nach dem ersten Maximum der mittleren Herzfrequenz wird ein zweites Maximum erreicht. Dies bedeutet, daß sich die "vorübergehenden Beschleunigungen" im Abstand von 3 min 15 sec folgen. Durch ihre Koppelung mit den Wehen bedeutet dies gleichzeitig einen mittleren Wehenabstand von 3 min 15 sec. Die mittlere Basisfrequenz, erkennbar aus dem Verhalten der Kreuzkorrelationsfunktion zwischen den "vorübergehenden Beschleunigungen", beträgt etwa 140 bpm.

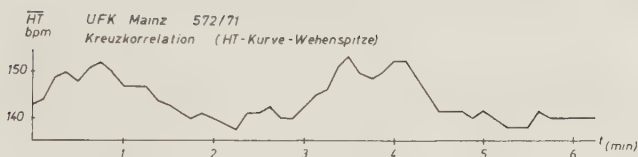


Abb. 9. In der Kreuzkorrelationsfunktion sind "vorübergehende Beschleunigungen" und die Basisfrequenz eines 15 min lang registrierten Cardiotokogramms (UFK-Mainz 572/71) dargestellt. Das Maximum der "vorübergehenden Beschleunigungen" ist etwa 3/4 min nach den Wehenspitzen erreicht, sie wiederholen sich nach 3 min und ihre mittlere Amplitude beträgt etwas mehr als 10 bpm. Die Basisfrequenz liegt um 140 bpm. Die Kreuzkorrelationsfunktion wurde aus den Daten der Herzfrequenzkurve und dem zu den Zeitpunkten gemessenen höchsten Wert des Wehendruckes, der den Wert 1 erhielt, berechnet.

Die Zweigipfeligkeit der in der Kreuzkorrelationsfunktion dargestellten transient ascents bedeutet, daß ein Teil von ihnen einen geringeren Abstand zu den Wehen haben als der andere Teil.

Die Geburt wurde während 65 min mit dem Cardiotokographen überwacht. Während dieser Zeit traten in einem Zeitraum von 15 min Dauer transient ascents auf, die in der für diesen Zeitraum berechneten Kreuzkorrelationsfunktion nachgewiesen wurden. Der Apgar-Index des mit einer Zange entbundenen Neugeborenen betrug 10/10.

435223. Regelmäßige Bradykardien im Sinne des Dip I

Herzfrequenzdepressionen im Sinne des Dip I zeigen sich in der Kreuzkorrelationsfunktion als Absinken der mittleren Herzfrequenz im Anschluß an die Gesamtheit aller Wehenspitzen. In der in Abb. 10 (UFK Mz 1626/71 (D_4)) dargestellten Kreuzkorrelationsfunktion fällt die mittlere Herzfrequenz bis 7,5 sec nach dem Origo des Koordinatensystems auf ihren tiefsten Wert von 140 bpm ab, steigt dann und erreicht im Abstand $k \times \Delta t = 30$ sec die mittlere Basisfrequenz von knapp 165 bpm. Die mittlere Amplitude dieser Herzfrequenzdepressionen ergibt sich durch Projektion der Basis und der Spitze des Minimums auf die Ordinate als Differenzbetrag von etwa 25 bpm. Ein erneutes Absinken der mittleren Herzfrequenz mit einem Minimum im Abstand $k \times \Delta t = 2$ min 52,5 sec zum Origo zeigt den zeitlichen Abstand der Herzfrequenzdepressionen untereinander. Als Maß des unterschiedlichen Wehenabstandes prägt sich das zweite Minimum in seiner Amplitude nicht so stark aus wie das erste. Die Amplitude des zweiten Minimums beträgt nur knapp 15 bpm.

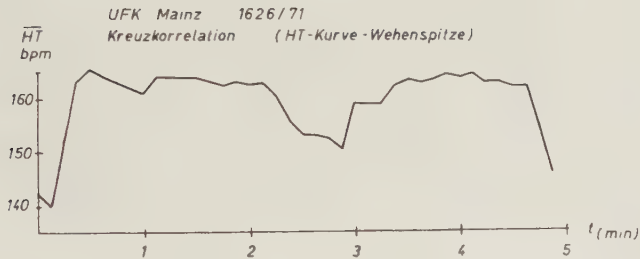


Abb. 10. In der Kreuzkorrelationsfunktion sind Herzfrequenzdepressionen im Sinne des Dip I eines Cardiotokogramms (U FK-Mainz 1626/71) dargestellt. Das Minimum der Dip I erreicht 7,5 sec nach den Wehenspitzen seinen tiefsten Punkt. Die mittlere Amplitude der Dip I beträgt 25 bpm, und sie wiederholen sich im Abstand von etwa $2 \frac{3}{4}$ min. Die mittlere Basisfrequenz beträgt 165 bpm. Die Kreuzkorrelationsfunktion wurde aus den Daten der Herzfrequenzkurve und dem zu den Zeitpunkten t_i gemessenen höchsten Wert des Wehendruckes, der den Wert 1 erhielt, berechnet.

435224. Regelmäßige Bradykardien im Sinne des Dip II

Die in Abb. 11 (UFK Mz 1205/71) erste sichtbare Senkung in der Kreuzkorrelationsfunktion gibt tiefe, breite Herzfrequenzdepressionen des Cardiotokogramms wieder, die dem Typ des Dip I und II zugeordnet werden können. Die mittlere Herzfrequenz fällt auf Werte unterhalb 85 bpm ab, erholt sich dann und erreicht nach 1 min Werte um 135 bpm. Als mittlere Amplitude ergibt sich daraus 60 bpm. Der weitere Kurvenverlauf der Kreuzkorrelationsfunktion ist durch Unregelmäßigkeiten und das Absinken der mittleren Herzfrequenz gekennzeichnet. Ein zweites Minimum läßt sich etwa im Abstand $k \times \Delta t = 3 \text{ min}$ bestimmen, welches als Ausdruck des sehr ungleichen Abstandes der Herzfrequenzdepressionen untereinander bei weitem nicht die Amplitude des ersten erreicht.

Die Mutter war 34 Jahre alt, war zum dritten Male schwanger, litt an einer ausgeprägten Gestose und stand jetzt vor der Geburt ihres zweiten Kindes. Das Fruchtwasser war infiziert. Die Geburt wurde 27,5 min lang mit dem Cardiotokographen überwacht. Der Apgar-Index des durch sectio caesarea entbundenen Neugeborenen betrug 1/10.

In Abb. 12 (UFK Mz 1407/71 (C_6)), die einen Beobachtungszeitraum von 20 min erfaßt, erkennen wir eine erste Senkung, deren tiefster Punkt zeitlich mit dem Wehengipfel zusammenfällt. Diese Senkung verursacht Herzfrequenzdepressionen vom Typ des Dip I. Die zweite Senkung wird durch das Auftreten einer einzelnen Herzfrequenzdepression vom Typ des Dip II verursacht. Die dritte Senkung entspricht in ihrem Aussehen der zweiten, während die vierte Senkung der ersten entspricht. Dies ist dadurch zu erklären, daß die Wehe, die die Herzfrequenzdepression vom

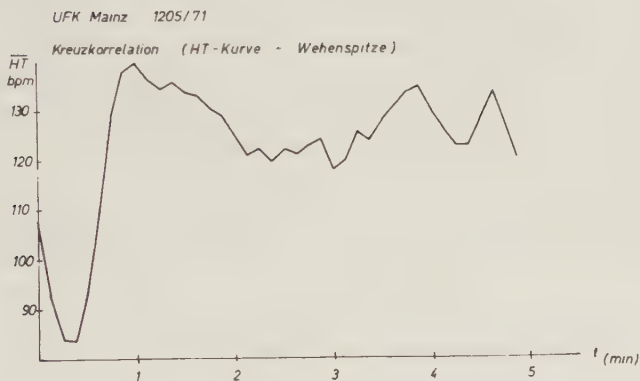


Abb. 11. In der aus einem Cardiotokogramm (UFK-Mainz 1205/71) errechneten Kreuzkorrelationsfunktion sind Herzfrequenzänderungen im Sinne des Dip II dargestellt. Ihr Minimum erreichen sie 22,5 sec nach den Wehenspitzen. Ihre mittlere Amplitude beträgt 65 bpm und etwa 1 min nach den Wehenspitzen ist die mittlere Basisfrequenz von 135 bpm erreicht. Die Kreuzkorrelationsfunktion wurde aus den Daten der Herzfrequenzkurve und dem zu den Zeitpunkten t_i gemessenen höchsten Wert des Wehendruckes, der den Wert 1 erhielt, berechnet.



Abb. 12. In der Kreuzkorrelationsfunktion sind Herzfrequenzänderungen im Sinne des Dip I und II dargestellt, die in einem Cardiotokogramm (UFK-Mainz 1407/71) auftraten. Der kürzere Abstand der Dip II in der Kreuzkorrelationsfunktion zueinander läßt sich dadurch erklären, daß die Wehen, die einen Dip II hervorrufen, einen kürzeren Abstand untereinander haben, als die, in deren Gefolge ein Dip I auftritt. Die mittlere Basisfrequenz beträgt etwa 145 bpm und die mittlere Amplitude der Dip I und II etwa 25 bpm. Die Kreuzkorrelationsfunktion wurde aus den Daten der Herzfrequenzkurve und dem zu den Zeitpunkten t_i gemessenen höchsten Wert des Wehendrucks, der den Wert 1 erhielt, berechnet.

Typ des Dip II verursacht, einen kürzeren Abstand zu der vorhergehenden Wehe hat als die Wehen, die die Depressionen vom Typ des Dip I verursachen, untereinander haben.

Die Mutter war 20 Jahre alt, war zum ersten Mal schwanger und stand vor der Geburt ihres ersten Kindes. Die Geburt des Kindes dauerte 46 Stunden und 13 Minuten. Es bestand ein Amnionitis-Syndrom und der Verdacht auf ein enges Becken der Mutter. Der Apgar-Index des durch sectio caesarea entbundenen Neugeborenen betrug 5/9.

4353. Trendbeobachtung

Langfristige Trends im zeitlichen Ablauf einer Geburt können durch die Berechnung der Kreuzkorrelationsfunktion begrenzter aufeinanderfolgender Zeiträume sichtbar gemacht werden. In Abb. 14 (UFK Mz 1626/71 (B_{1...3})) wurde der Beobachtungszeitraum von 5 Stunden der in der Abb. 13 (UFK Mz 1626/71 (A)) dargestellten Kreuzkorrelationsfunktion in fünf aufeinanderfolgende Zeiträume geteilt. Die Einteilung erfolgte aus didaktischen Gründen nach dem vorherrschenden Verhalten der Herzfrequenzzeitkurve im Cardiotokogramm. Eine andere Einteilung des Beobachtungszeitraumes in Teilzeiträume von einer oder einer halben Stunde Dauer ist möglich.

In der ersten Kreuzkorrelationsfunktion (Abb. 14 (B₁)), die aus den ersten 35 min des registrierten Cardiotokogramms errechnet wurde, schwankt die Basisfrequenz geringfügig um 155 bpm. Allenfalls kann man eine geringfügige Frequenzerniedrigung im Anschluß an die Wehengipfel feststellen, welche im Abstand von 3 min wiederkehrt. Dieser Abstand entspricht auch dem mittleren

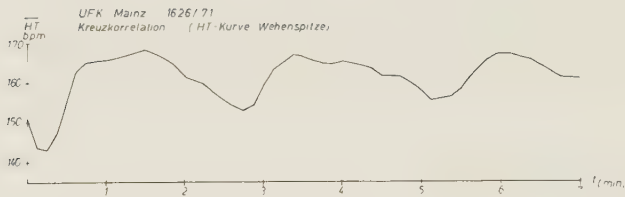


Abb. 13. Dargestellt ist die Kreuzkorrelationsfunktion eines 5 Stunden lang registrierten Cardiotokogramms, in dessen Verlauf Herzfrequenzänderungen im Sinne des Dip I auftreten. Die Dip I wiederholen sich nach etwa 2 1/2 min. Aus dem zunehmenden Flacherwerden des zweiten und dritten Minimums und dem Kleinerwerden des Steigungsmaßes, besonders des abfallenden Schenkels der Minima läßt sich erkennen, daß ein Teil der Dip einen kürzeren Abstand als 2 1/2 min untereinander haben. Die Basisfrequenz beträgt 165 bpm, der Abstand der Dip I zur Wehenspitze 15 sec. Die Kreuzkorrelationsfunktion wurde aus den Daten der Herzfrequenzkurve und dem zu den Zeitpunkten t_i gemessenen höchsten Wert des Wehendruckes, der den Wert 1 erhielt, berechnet.

zeitlichen Abstand der Wehen im Cardiotokogramm.

Die Basisfrequenz des daran anschließenden Zeitabschnittes beträgt etwa 160 bpm. Er umfaßt die Zeit zwischen der 35. und 67,5. min des Gesamtbeobachtungszeitraumes T. 7,5 sec nach der Wehenspitze verringert sich die mittlere Herzfrequenz um 22 bpm. 30 sec danach tritt eine erneute Herzfrequenzerniedrigung ein, die sich mit dem gleichen zeitlichen Abstand zur vorhergehenden in der zweiten und dritten Senkung der Kreuzkorrelationsfunktion verfolgen läßt (Abb. 14 (B₂)). Dabei handelt es sich nach der Definition der Schule von Montevideo um eine Herzfrequenzdepression im Sinne des Dip II, der im berechneten Beobachtungszeitraum zusammen mit Herzfrequenzdepressionen des Typ Dip I vorkommt. Im anschließenden Zeitraum von einer Stunde Dauer liegt die Basisfrequenz zwischen Werten von 160 und 165 bpm. 7,5 sec nach der Wehenspitze kommt es zu einer Herzfrequenzerniedrigung mit einer mittleren Amplitude von etwa 20 bpm. Dieses Minimum, das sich etwa im Abstand von 2 min 45 sec wiederholt, entspricht Herzfrequenzdepressionen im Sinne des Dip I (Abb. 14 (B₃)).

In den nächsten 112,5 min steigt die Basisfrequenz auf Werte zwischen 165 und 170 bpm. Im Anschluß an die Wehenspitzen erreicht die mittlere Herzfrequenz nach 15 sec ihren tiefsten Wert. Die mittlere Amplitude dieser Herzfrequenzdepressionen beträgt 50 bpm. Sie folgen in einem mittleren Abstand von 2,5 min aufeinander (Abb. 14 (B₄)).

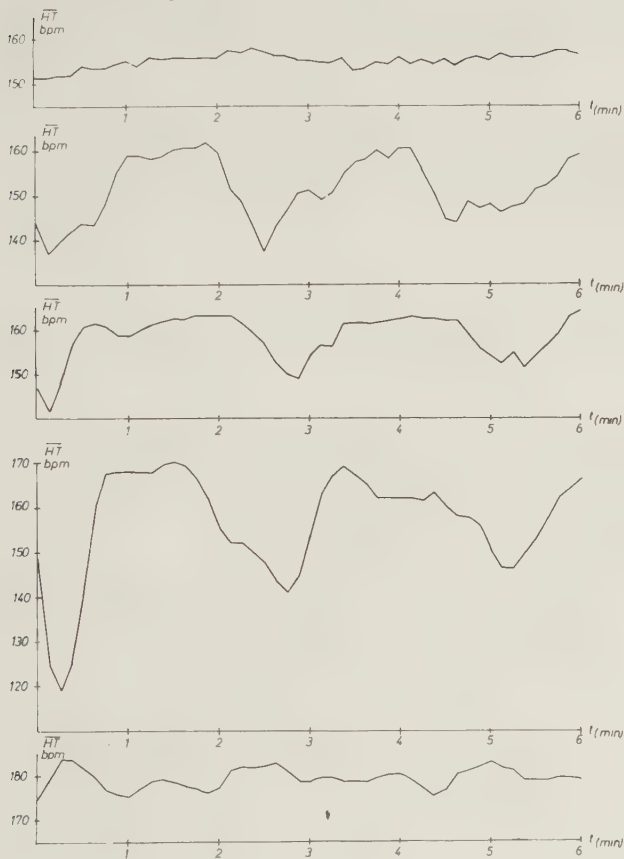
Zu einer weiteren Basisfrequenzerhöhung kommt es in der folgenden Stunde. Ihr mittlerer Wert bewegt sich zwischen 175 und 180 bpm. Der Anstieg der Kreuzkorrelationsfunktion

Abb. 14 (siehe nächste Seite)

In dieser Abbildung wurde der in Abb. 13 dargestellte Beobachtungszeitraum von 5 Stunden in 5 aneinandergrenzende Teilzeiträume geteilt und für jeden dieser Teilzeiträume die Kreuzkorrelationsfunktion berechnet. In dieser Trendbeobachtung läßt sich erkennen, daß die Basisfrequenz in jedem dieser Zeitzeiträume zunimmt. Im zweiten Teilzeitraum treten Dip I mit einer mittleren Amplitude von 20 bpm und Dip II (erkennbar an der zweiten Senke im ersten Minimum) auf. In der dritten Kreuzkorrelationsfunktion treten nur noch Dip I mit einer Amplitude von 20 bpm auf. Im vierten Teilbeobachtungszeitraum vergrößert sich die mittlere Amplitude der Dip I auf 50 bpm und ihr Abstand zur Wehenspitze auf 15 sec. Im fünften Teilbeobachtungszeitraum sind die Dip nicht mehr sichtbar und die Basisfrequenz liegt bei etwa 180 bpm. Auch diese Kreuzkorrelationsfunktionen wurden aus den Daten der Herzfrequenzkurve und dem zu den Zeitpunkten t_i gemessenen höchsten Wert des Wehendruckes, der den Wert 1 erhielt, berechnet.

UFK Mainz 1626 / 71

Trendbeobachtung mittels Kreuzkorrelation



im Anschluß an die Wehengipfel entspricht "vorübergehenden Beschleunigungen" im zugehörigen Cardiotokogramm (Abb. 14 (B₅)).

Diese Trendbeobachtung ist in ihrem ersten Teil durch einen unauffälligen Kurventeil mit einer an der oberen Grenze der Norm liegenden Basisfrequenz gekennzeichnet.

Im zweiten Teil treten Herzfrequenzänderungen im Sinne des Dip I und vereinzelt im Sinne des Dip II auf. Die Basisfrequenz hat sich auf Werte um 160 bpm leicht erhöht.

Im dritten Teil treten noch Herzfrequenzdepressionen im Sinne des Dip I auf, und die Basisfrequenz erhöht sich leicht auf Werte knapp über 160 bpm.

Im vierten Teil hat die mittlere Amplitude der Herzfrequenzdepressionen im Sinne des Dip I stark zugenommen, während die Basisfrequenz weiter auf Werte knapp bei 170 bpm gestiegen ist.

Im letzten Teil treten transient ascents auf und die Basisfrequenz hat sich auf Werte um 180 bpm erhöht.

Nach 17 1/2 Stunden gebar die Mutter, zum zweiten Mal schwanger, ihr zweites Kind. Die Überwachung mit dem Cardiotokographen dauerte 5 Stunden. Der Apgar-Index des Neugeborenen betrug 5/10.

Kommentar

Man erkennt, daß während der Registrierung eine Reihe wichtiger Parameter deutlich werden: mittlerer Wehenabstand, Basisfrequenz, mittlere Breite und Tiefe (Amplitude) des Herzfrequenzabfalls und Abstand des tiefsten Punktes zur Wehenspitze. Ein einmaliger Dip II wird von anderen Warnzeichen abgelöst, die im Nachhinein auch ein früheres Eingreifen des Geburtshelfers gerechtfertigt hätten. Blutgaswerte liegen leider nicht vor. Der niedrige initiale Apgar-Wert bestätigt die beobachteten Gefahrensignale.

5. DISKUSSION

Wir haben versucht in unserer Arbeit eine Methode zu finden, die uns erlaubt, größere Zeiträume mit einem Blick überschaubar zu machen. In Zusammenarbeit (L. HORBACH, S. KOLLER, D. MÜLLER) mit dem Institut für medizinische Statistik und Dokumentation ist die Methode der Auto- und Kreuzkorrelationsfunktion angewandt worden. Diese Verfahren erwiesen sich geeignet für die Reduktion der bei der Cardiotokographie anfallenden Datenmengen ⁵⁾. Im weiteren Verlauf der Entwicklung gelang es uns in der Kreuzkorrelationsfunktion durch Reduktion der Daten aus der Wehendruckkurve zu einer größeren Zahl die die Herzfrequenzkurve beschreibenden Parameter zu gelangen. Dies führte zur Auswahl eines einzigen Punktes der Wehendruckkurve als Beziehungspunkt der Korrelation zwischen Uterusdruck und Herzfrequenzänderungen. In der uns bekannt gewordenen Literatur (2, 3,

5) Mit Genehmigung der damaligen medizinischen Fakultät sind über diesen Aspekt bereits Publikationen erschienen (67, 72, 73).

4, 28, 29, 30, 31, 32, 58, 59, 60, 66, 71) ist uns ein solches Verfahren nicht bekannt geworden. Es hat wesentlich dazu beigetragen die Verhältnisse zwischen Wehendruck- und Herztonkurve übersichtlicher zu gestalten.

Die Arbeiten von MORGENSTERN u. SCHMIDT (2, 3, 4, 58, 59, 60, 66, 71) zielen darauf ab, auf mathematischem Wege Parameter aufzuspüren, welche die Interpretation einzelner Phänomene des Cardiotokogramms für jeden Arzt ermöglichen. In diesem Zusammenhang ist auch eine Kreuzkorrelationsfunktion mit allen Daten der Wehendruckkurve angewandt worden.

Die eigene Methode zielt darauf ab, durch Datenreduktion diejenigen Meßgrößen zu gewinnen, welche den Bereich zwischen Kompensation und Dekompensation des Feten beschreibt. In diesem Bereich sehen wir die Notwendigkeit eines vorsorglichen Eingriffes. Es ist uns klar, daß zur Validierung weitere nun prospektive Studien erforderlich sind. Eine solche Arbeit ist ein lohnendes Ziel.

Im weiteren Verlauf kam es uns darauf an, die mit der von uns angewandten Methode erfaßbaren Phänomene gleitend zu verändern und so rückzuschließen, daß fließende Übergänge im langzeitigen Verlauf der Cardiotokogramme vorhanden sein müssen. Auf diese Weise sollten die im Prinzip möglichen Phänomene der Kreuzkorrelationsfunktion in der Cardiotokographie simuliert werden. Dieser Versuch erwies sich insofern als fruchtbar, weil eine Reihe von Einzelheiten für den Pragmatiker durchsichtiger werden. Die Beziehung von Änderungen der mittleren Amplitude, der mittleren Breite und des zeitlichen Abstandes von Herzfrequenzdepressionen zu den Wehen wurden als Ergebnis dieser Untersuchungen in Salzburg vorgetragen (67).

Solche Simulationen sind andeutungsweise mit einer anderen Fragestellung von MORGENSTERN (58) unternommen worden. MORGENSTERN hat aus der Schule von HAMMACHER kommend versucht, eine zeitliche Beziehung kurzfristiger Änderungen der Herzfrequenzkurve zu konstruierten Wehen in der Kreuzkorrelationsfunktion darzustellen. Eine Beziehung konnte er jedoch nur dann nachweisen, wenn die kurzfristige Herzfrequenzalterationen künstlich geglättet wurden.

In unseren Untersuchungen sind wir auf kurzfristige Änderungen der Herzfrequenzkurve überhaupt nicht eingegangen. Diese sind hauptsächlich von DE HAAN in Holland durchgeführt worden (28,29,30,31,32). Er beschreibt durch eine mathematisch-statistische Methode spontane oder vorsätzlich verursachte Herzfrequenzänderungen quantitativ und kann nach Auswertung seiner Untersuchungen auf drei bei der Regulation der fetalen Herzfrequenz aktive Mechanismen schließen: eine kontinuierliche vagale Aktivität, eine von der ersten unabhängige vagale oszillierende Aktivität, welche die schnellen Aszillationen verursacht, und eine kontinuierliche sympathische Aktivität. Schnelle Oszillationen werden wahrscheinlich über das zentrale Nervensystem gesteuert. Ihre Änderungen könnten noch vor dem Auftreten von langsamen Oszillationen auf den Zustand des Feten hinweisen. Insofern kann man sagen, daß Untersuchungen über kurzfristige Herzfrequenzänderungen vor allem mit dem Namen MORGENSTERN und SCHMIDT und DE HAAN verbunden sind. Untersuchungen langfristiger Änderungen betreffen die eigenen Arbeiten.

Damit sind auch gleichzeitig zwei Arbeitsrichtungen charakterisiert, welche gewissermaßen Pole bilden, die selbst bis in technische Details zu spüren sind. Wie die Gruppe MORGENSTERN zeigen konnte, ist eine solche Polarisierung jedoch unnötig.

Es kommt im wesentlichen darauf an, eine gezielte Anwendung des einen oder anderen Verfahrens zu praktizieren.

6. ZUSAMMENFASSUNG

Die Cardiotokographie ist eine Methode, das Kind während der Geburt kontinuierlich zu überwachen und eine eventuelle Gefahr für das Kind rechtzeitig sichtbar zu machen.

Für die vorliegende Arbeit wurden von den zwischen Juni 1969 und Juni 1971 in der UFK Mainz aufgezeichneten Cardiotokogrammen 23 ausgewählt und versucht, sie durch eine statistische Methode zu beschreiben.

Durch die Auto- und Kreuzkorrelationsfunktion wurde die bei der Cardiotokographie anfallende Datenmenge auf die zur Beurteilung der Situation des Feten wichtigen Parameter reduziert und ein etwa bestehender Trend aufgedeckt.

Durch Modifizierung der Kreuzkorrelationsfunktion konnten die langfristigen Änderungen der Herztonkurve und ihre Beziehung zur Wehenkurve, die zur Beurteilung der Situation des Feten relevant sind, dargestellt werden. Periodische Veränderungen innerhalb einer Zeitreihe - wie Änderungen des Wehendrucks oder Änderungen der fetalen Herzfrequenz -, die in einem festen zeitlichen Bezug zueinander stehen, werden in der Autokorrelationsfunktion dargestellt, während periodische Änderungen einer Zeitreihe, die mit periodischen Änderungen einer anderen Zeitreihe gekoppelt sind, sich als Änderungen des Korrelationsmaßes der Kreuzkorrelationsfunktion zeigen.

Ein zeitlicher Bezug zwischen Änderungen der Herztonkurve und Anteilen der Wehendruckkurve läßt sich in der Kreuzkorrelationsfunktion darstellen, wenn diese aus allen Daten der Herztonkurve und den Daten der Anteile der Wehendruckkurve allein berechnet wird.

Das mittlere Verhalten der Herztonkurve eines Cardiotokogramms spiegelt sich in der Kreuzkorrelationsfunktion wieder, wenn diese, nach weiterer Datenreduktion der Wehendruckkurve, aus den Daten der Herztonkurve und definierten Punkten der Wehendruckkurve berechnet wird. Erhalten diese definierten Punkte den Wert 1, so läßt sich das mittlere Verhalten der Herztonkurve in Bezug zu den Punkten der Wehenkurve als Änderung des Korrelationsmaßes RT in bpm aus der Kreuzkorrelationsfunktion erkennen. In der vorliegenden Arbeit wurden die definierten Punkte den zu den Zeitpunkten t_i gemessenen höchsten Werten des Wehendruckes zugeordnet. Als für die Beurteilung der Situation des Feten wichtige Parameter, wurden statistisch quantitativ beschrieben:

die mittlere Basisfrequenz,
die mittlere Breite und Tiefe von Dips,
der zeitliche Abstand dieser Herzfrequenzänderungen zu den Wehenspitzen,
transient ascents,
der zeitliche Abstand, den die Herzfrequenzänderungen untereinander haben.

Ein Trend des fetalen Herzfrequenzverhaltens während der Geburt wird erkennbar, wenn die Kreuzkorrelationsfunktion für begrenzte aufeinanderfolgende Teilzeiträume berechnet wird.

Um aus dem vorliegenden Verfahren prognostische Aussagen über die Situation des Feten zu treffen, wären weitere prospektive Untersuchungen nötig, zu denen diese Arbeit eine Anregung sein sollte.

LITERATURVERZEICHNIS

- 1) AHLERS, J.:
Möglichkeiten der Dokumentation und Information an einer geburtshilflichen Abteilung, dargestellt an dem geburtshilflichen Material des Jahres 1969 der UFK Mainz, Inaugural-Diss. 1973, Mainz
- 2) ALBRECHT, H., MORGENSTERN, J.:
Ein Beitrag zur Frage der Korrelation der fetalen Herzfrequenz und Azidose unter der Geburt, in: SALING, E., DUDENHAUSEN, J.W., Perinatale Medizin, Band III. 4. Deutscher Kongreß für Perinatale Medizin, Berlin 1971, Thieme Stuttgart 1972
- 3) ALBRECHT, H., BOKELMANN, J., MORGENSTERN, J., SCHMIDT, H.:
Untersuchungen über den Einfluß einzelner klinischer Risikosymptome auf das Kardiotokogramm und der Zustand des Neugeborenen, in: DUDENHAUSEN, J.W., SALING, E.: Perinatale Medizin Band IV. 5. Deutscher Kongreß für Perinatale Medizin, Berlin 1972, Thieme, Stuttgart 1973
- 4) ALBRECHT, H., BOKELMANN, J., MORGENSTERN, J., SCHMIDT, H.:
Untersuchung der Dezelerationsgebiete aus digitalisierten Kardiotokogrammen. Persönliche Mitteilung
- 5) ALTHABE, O., SCHWARCZ, R.L., POSE, S.V., ESCARCENA, L., CALDEYRO-BARCIA, R.:
Effects on fetal heart rate and fetal O_2 of oxygen administration to the mother, Amer.J.Obstet.Gynec. 98, 858-870/1967
- 6) BEMMEL, J.H.van.:
Detection of weak Foetal Electrocardiograms by Autocorrelation and Crosscorrelation of Envelopes
IEEE Transactions on bio-medical engineering, Vol. BME - 15, Nov. 1, 17-23, Jan. 1968
- 7) BENDAT, J.S.:
Principles and applications of random noise theory,
New York - London: J. Wiley 1958
- 8) BERG, D., SCHULZ, J., WERNICKE, K., MUSCHAWECK, R.:
Feto-materne Beziehungen bei experimenteller akuter Placentainsuffizienz, in: SALING, E., DUDENHAUSEN, J.W.:
Perinatale Medizin Band III. 4. Deutscher Kongreß für Perinatale Medizin, Berlin 1971, Thieme, STUTTGART 1972
- 9) BERG, D., HAMMACHER, K., SCHULZ, J., WERNICKE, K., MUSCHAWECK, R., GÄRTNER, K., BONATH, K., GRUNER, W., SCHULER, R.:
Arbeitshypothese zur Genese der Herzfrequenzalterationen
Beobachtungen am ausgetragenen Schaf-Feten, in: SALING, E., SCHULTE, F.J.: Perinatale Medizin Band II, 3. Deutscher Kongreß für Perinatale Medizin, Berlin 1970, Thieme, Stuttgart 1972

- 10) BIENIARZ, J., FERNANDEZ-SEPULVEDA, R., CALDEYRO-BARCIA, R.:
Effects of maternal hypotension on the human fetus, I. Fetal heart rate during normal labor, Am.J.Obstet.Gynec. 92, 821-831 (1956)
- 11) BIENIARZ, J., FERNANDEZ-SEPULVEDA, R., CALDEYRO-BARCIA, R.:
Effects of maternal hypotension on the human fetus, II. Fetal heart rate in labors associated with cord around the neck and toxemia, Am.J.Obstet.Gynec. 92, 832-849 (1965)
- 12) BODSON, M. 1843:
zitiert nach: FENTON, A.N., STEER, C.M.: Fetal distress
Am.J.Obstet.Gynec. 83, 354-362 (1962)
- 13) BOLTE, A.:
Der elektrokardiographische Nachweis des fetalen Lebens,
Geburtsh. und Frauenheilkunde 25, 328 - 342 (1965)
- 14) BRADY, J., JAMES, C.S., BAKER, M.A.:
Fetal electrocardiographic studies. Tachycardia as a sign
of fetal distress, Amer. J.Obstet. Gynec. 86, 785 (1963)
- 15) BRAUN, C.R.:
Lehrbuch der Geburtshilfe mit Einschluß der operativen
Therapeutik, der übrigen Fortpflanzungs-Funktionen der
Frauen und der Puerperalprocesse, Wilhelm Braumüller,
Wien 1857
- 16) BUTLER, N.R., BONHAM, D.G.:
Perinatal mortality, The first report of the 1958 British
Perinatal Mortality Survey. Livingstone, Edinburg, London 1963
zitiert nach: KUBLI, F.: Intrauterine Asphyxie und die Er-
kennung fetaler Gefahrenzustände, in: Gynäkologie und Geburts-
hilfe Band II Red.: KÄSER, O., FRIEDBERG, V., OBER, K.G.,
THOMSON, K., ZANDER, J.: Thieme, Stuttgart 1967
- 17) CALDEYRO-BARCIA, R., POSEIRO, J.J.:
Fetal and maternal dangers due to misuse of oxytocine,
II World Congr. Int. Fed. Obstet. Gynaec. 1958, in: Modern
trends in Gynaecology and Obstetrics 2, 450 (1959)
- 18) CALDEYRO-BARCIA, R.:
Physiology of the uterine contraction, Clin. Obstet. Gynec. 3
386-408 (1960)
- 19) CALDEYRO-BARCIA, R., POSEIRO, J.J., NEIGREIROS DE PAIVA, C.,
GOMEZ-ROGERS, C., FAUNDEZ-LATHAM, A., ZAMBRANA, M.A.,
ARRELLANO-HERNANDEZ, G., BEAUQUIS, A., PENA-OPITZ, P., AGUERO-
LUGONES, F., FILLER, W.:
Effects of abnormal uterine contractions on a human fetus,
Mod.Probl.Pädiat. 8, 267-295 (1963)

- 20) CALDEYRO-BARCIA, R., MENDEZ-BAUER, C., POSEIRO, J.J., ESCARCENA, L.A., POSE, S.V., BIENIARZ, J., ARNT, J., GULIN, L., ALTHABE, O.: in, Cassels, D.E., editor: The heart and Circulations in the Newborn and Infant, New York, 1966 Grune & Straton, Inc. pp. 7 - 36
- 21) CALLAGAN, D.A., ROWLAND, T.C., GOLDMAN, D.E.: Ultrasonic doppler observation of the fetal heart, Obst. Gynec. 23, 637 (1964)
- 22) CIANFRANI, Th.: A short history of Obstetrics and Gynecology, Charks C. Thomas, Springfield, Illinois, U.S.A. 1960
- 23) COPER, D.E., HUBER, C.P.: Heart rate response of the human fetus to induced maternal hypoxia, Amer.J.Obstet. & Gynec. 98, 320-335 (1967)
- 24) CREMER, J.: Über die direkte Ableitung der Aktionsströme des menschlichen Herzens vom Oesophagus und über das Elektrokardiogramm des Feten, Münch. Med. Wschr. 53, 811 (1906)
- 25) FENTON, A.N., STEER, C.M.: Fetal heart rate, Am.J.Obstet. & Gynec. 83, 354 - 362 (1962)
- 26) FIELDING, H., GARRISON, A.B.: An Introduction to the History of Medicine with chronology suggestions for study and bibliographic data, W.B. SAUNDERS, Company, Philadelphia-London (1960)
- 27) GINSBURG, S.J., GERSTLEY, L.: Am.J.Obstet. & Gynec. 92, 1132 - 1139 (1965)
- 28) HAAN, J.DE.: De snelle variaties in het foetale hart-frequentiepatroon. Dissertation, Amsterdam 1971
- 29) HAAN, J.DE., BEMMEL, J.H. VAN, VERSTEEG, B., VETH, A.F.L., STOLTE, L.A.M., JANSSENS, J., ESKES, T.K.A.B.: Quantitative evaluation of fetal heart rate patterns. I. Processing methods, Europ. J.Obstet. Gynec. 3, 95-102 (1971)
- 30) HAAN, J.DE., BEMMEL, J.H.VAN, STOLTE, L. A.M., JANSSENS, J., ESKES, T.K.A.B., VERSTEEG, B., VETH, A.F.L., BRAAKSMA, J.T.: Quantitative evaluation of fetal heart rate patterns. II The significance of the fixed heart rate during pregnancy and labor, Europ.J.Obstet. Gynec. 3, 103 - 110 (1971)
- 31) HAAN, J.DE, BEMMEL, J.H.VAN, VERSTEEG, B., VETH, A.F.L., STOLTE, L.A.M., JANSSENS, J., ESKES, T.K.A.B.: Quantitative Auswertung der fetalen Herzfrequenzkurve, in: SALING, E., SCHULTE, F.J.: Perinatale Medizin Band II. 3. Deutscher Kongreß für Perinatale Medizin, Berlin 1970, Thieme, Stuttgart 1972

- 32) HAAN, J.DE, STOLTE, L.A.M., VETH, A.F.L., BEMMEL, J.H.VAN, JANSSENS, J., ESKES, T.K.A.B.: Die Bedeutung der schnellen Oszillationen im Kardiotokogramm des Feten, in: SALING, E., DUDENHAUSEN, J.W.: Perinatale Medizin Band III. 4. Deutscher Kongreß für Perinatale Medizin, Berlin 1971. Georg Thieme Verlag, Stuttgart 1972
- 33) HALBAN, J.: Schwangerschaftsreaktion der fötalen Organe und ihre puerperale Involution, in: Geburtsh. Gynäk. 53, 191 (1904) zitiert nach J.ZANDER: Die Hormone der Placenta, in: Gynäkologie und Geburtshilfe, Band II S. 33, Red.: KÄSER, O., FRIEDBERG, V., OBER, K.G., THOMSON, K., ZANDER, J.: Thieme, Stuttgart 1967
- 34) HAMMACHER, K.: Neue Methoden zur selektiven Registrierung der fetalen Herzschlagfrequenz. Geburtsh. u. Frauenheilk. 22, 1542 (1962)
- 35) HAMMACHER, K.: Die kontinuierliche elektronische Überwachung der fetalen Herztätigkeit vor und während der Geburt, in: Gynäkologie und Geburtshilfe, Band II S. 793, Red.: KÄSER, O., FRIEDBERG, V., OBER, K.G., THOMSON, K., ZANDER, J.: Thieme, Stuttgart 1967
- 36) HELLMANN, L.M., MORTON, G.W., TOLLES, W.E., FILLISTI, L.P.: A computer analysis of the atropine test placental function. Am.J.Obstet & Gynec. 85, 610 - 616 (1963)
- 37) HON, E.H.: The electronic evaluation of the fetal heart rate. Preliminary report. Am.J.Obst.&Gynec. 75, 1215 - 1230 (1958)
- 38) HON, E.H.: The fetal heart rate patterns precedings death in utero. Am.J.Obstet and Gynec. 78, 47-56 (1959)
- 39) HON, E.H., REID, B.L., HEHRE, F.W.: The electronic evaluation of fetal heart rate. II. Changes with maternal hypotension. Am.J.Obstet. and Gynec. 79, 209-215 (1960)
- 40) HON, E.H., HESS, O.W.: The clinical value of fetal electrocardiography. Am.J.Obst. and Gynec. 79, 1012 (1960)
- 41) HON, E.H.: Electronic evaluation of the fetal heart rate VI, Fetal distress - a working hypothesis. Am.J.Obstet. and Gynec. 83, 333-353 (1962)
- 42) HON, E.H.: Biophysical studies of the human fetus, in: Diagnosis and treatment of fetal disorders. Red.: K.ADAMSON Springer Verlag Berlin 1968

- 43) HON, E.H.:
An Introduction to the fetal heart rate monitoring.
Harty Press.Inc. New Haven, Connecticut (1969)
- 44) HON, E.H., KHAZIN, A.F.:
Fetal heart rate and Biochemistry, Am.J.Obstet. and
Gynec. 105, 721 - 729 (1969)
- 45) HORBACH, L.:
Statistische Analyse der Reizüberleitung auf die Kammern
bei Vorhofflimmern. Verhandlungen der Deutschen Gesell-
schaft für Kreislaufforschung Herzklappeninsuffizienz.
31. Tagung, Seite 122-128 (1965) Dr. Dietrich Steinkopff,
Verlag,Darmstadt
- 46) KELLER, P.J., GERBER, C.:
Die hormonale Früherkennung der fetalen Gefährdung in der
Schwangerschaft. Geburtsh. und Frauenheilk. 33, 971 - 979
(1971)
- 47) KRAUSS,A., WOLF, H.-J.:
Präpartale Diagnostik der unzureichenden Plazentadurch-
blutung. Zbl. für Gynäkologie 93, 566-570 (1971)
- 48) KUBLI, F.:
Indikation, Technik und klinische Interpretation der abdomi-
nellen Amnionpunktion. Geburtsh. und Frauenheilk. 22, 134
(1962)
- 49) KUBLI, F.:
Fetale Gefahrenzustände und ihre Diagnose, Thieme, Stuttgart
(1966)
- 50) KUBLI, F.:
Intrauterine Asphyxie und die Erkennung fetaler Gefahren-
zustände, in: Gynäkologie und Geburtshilfe, Band II, S.1029
Red.: KÄSER, O., FRIEDBERG, V., OBER, K.G., THOMSON, K.,
ZANDER, J., Thieme, Stuttgart (1967)
- 51) LANGREDER, W.:
Die externe Tokometrie, VEB Georg Thieme Leipzig 1962
- 52) LIESER, H., TIETZE, K.W., RATHGEN, G.H.:
Untersuchungen zur Bedeutung der hitzestabilen alkalischen
Phosphatase im Schwangerenserum zur Erkennung fetaler
Risikozustände. Geburtsh. und Frauenheilk. 33, 395-400
(1973)
- 53) LORAND, S., CZIKK, J., KOVACS, T., NYITRAY, G.Y.:
Quantitative Wehenmessung mit Tokometer als Routine-
untersuchungsmethode. Gynaecologia Basel 158, 375-394 (1964)
- 54) Mc CALL, J.O., FULSHER, R.W.:
A Study of fetal distress, its interpretation and significance,
Am. J. Obstet. and Gynec. 65, 1006 - 1019 (1953)

- 55) MENDEZ-BAUER, C., POSEIRO, J.J., ARELLANO-HERNANDEZ, G., ZAMBRANA, M.A., CALDEYRO-BARCIA, R.:
Effects of atropine on the heart rate of the human fetus during labor. Am.J.Obstet.Gynec. 85, 1033 - 1053 (1963)
- 56) MENDEZ-BAUER, C., POSEIRO, J.J., ARELLANO-HERNANDEZ, G., ZAMBRANA, M.A., BEAUQUIS, A., AGUERO-LUGONES, F., CALDEYRO-BARCIA, R.:
Efectos de la inyeccion intra fetal de atropina sobre la Frecuencia cardiaca fetal. 5. Congr. med. Uruguay 3, 1151 - 1182 (1963)
- 57) MENDEZ-BAUER, C., ARNT, I.C., GULIN, L., ESCARCENA, L., CALDEYRO-BARCIA, R.:
Relationship between blood ph and heart rate in the human fetus during labor. Am.J.Obstet. and Gynec. 97, 530 - 545 (1967)
- 58) MORGENSTERN, J.:
Aspekte zur Auswertung von Kardiotokogrammen mit einem Kompaktrechner, in: SALING, E., SCHULTE, F.J.:
Perinatale Medizin Band II. 3. Deutscher Kongreß für Perinatale Medizin, Berlin 1970, Thieme, Stuttgart 1972
- 59) MORGENSTERN, J.:
Ein Kardiotokographie-Meßsystem zur kontinuierlichen Überwachung von Mutter und Fetus vor, während und nach der Geburt in: SALING, E., DUDENHAUSEN, J.W.: Perinatale Medizin Band III. 4. Deutscher Kongreß für Perinatale Medizin, Berlin 1971, Thieme, Stuttgart 1972
- 60) MORGENSTERN, J.:
On-Line-Datenverarbeitung des CTG. in: DUDENHAUSEN, J.W., SALING, E.: Perinatale Medizin Band IV. 5. Deutscher Kongreß für Perinatale Medizin, Berlin 1972, Thieme, Stuttgart 1973
- 61) MOSLER, K.H.:
Dauerüberwachung der fetalen Herzaktionen unter der Geburt mittels Ultraschall. Experientia, 25, 222-223 (1969)
- 61a) MOSLER, K.H.:
Fetale Herzaktion und Tokographie. Ultrasonographie. Atlas für Geburtshilfe de Gruyter Berlin, New York 1972
- 62) ROTH, H.W.:
Geburtsleitung und Geburtszeiten. Vergleich der geburts-hilflichen Abteilung des US-Army Hospital Neubrück und der geburts-hilflichen Abteilung der Universitäts-Frauen-klinik Mainz. Inaugural-Dissertation 1974, Mainz
- 63) SALING, E.:
Die Amnioskopie ein neues Verfahren zur Erkennung von Gefahrenzuständen des Fetus bei noch stehender Fruchtblase. Geburtshilfe und Frauenheilkunde 22, 830 (1962)

- 64) SALING, E.:
Mikroblutanalysen am Feten. Klinischer Einsatz und erste Ergebnisse. Z. Geburtsh.Gynäk. 162, 56 (1964)
- 65) SALING, E., SCHNEIDER, D.:
J.Obstet. Gynaec. Brit.Cwlth, 74, 799 (1967)
- 66) SCHMIDT, H., ALBRECHT, H., BOKELMANN, J., MORGENSTERN, J.:
Versuch der Reduktion von Dip-Parametern aus digitalisierten CTG's. Persönliche Mitteilung
- 67) SCHMITT, W., TIETZE, K.W., HEIDENREICH, J.:
Die langzeitige Herzfrequenzanalyse zur Diagnose der latenten Notsituation des Feten. Gemeinsame Tagung der Österreichischen Gesellschaft für Gynäkologie und Geburtshilfe und der Bayerischen Gesellschaft für Geburtshilfe und Frauenheilkunde, Salzburg 10. - 13. Juni 1971, Geburtshilfe und Frauenheilkunde 32, 234 - 249 (1972)
- 68) SCHULZ, J., WERNICKE, K., BERG, D.:
Mütterliche Hypoxie, Nabelschnur-zirkulation und die Genese von Herzschlagfrequenz-Dezelerationen, in: SALING, E., DUDENHAUSEN, J.W.: Perinatale Medizin Band III. 4. Deutscher Kongreß für Perinatale Medizin, Berlin 1971, Thieme, Stuttgart 1972)
- 69) SCHWARTZ, H.:
Die vorzeitigen Atembewegungen, Leipzig 1858, zitiert nach: FENTON, A.N., STEER, C.M.: Fetal distress. Am. J.Obstet. Gynec. 83, 354-362 (1962)
- 70) TAYLOR, S.E., BRUNS, P.D., DROSE, V.E.:
Estriol excretion in normal and complicated pregnancies. Clin. Obstet.Gynec. 8, 550 (1965)
- 71) TERINDE, R., ALBRECHT, H., BOKELMANN, J., FRANTZEN, CH., HERBERGER, J., MORGENSTERN, J., SCHMIDT, H.:
Parameter aus fetalen Herzfrequenz-Pattern. Persönliche Mitteilung
- 72) TIETZE, K.W., HORBACH, L., MÜLLER, D., HEIDENREICH, J., SCHMITT, W.:
Datenverdichtung bei der Darstellung der Beziehungen zwischen Wehenablauf und Herztonfrequenzänderung des Feten unter der Geburt. Klin. Wschr. 49, 50-51 (1971)
- 73) TIETZE, K.W., HORBACH, L., MÜLLER, D., HEIDENREICH, J., SCHMITT, W.:
Statistische Analyse der Abhängigkeit der Herzton-Frequenz von der Wehentätigkeit, in: SALING, E., SCHULTE, F.J.: Perinatale Medizin Band II. 3. Deutscher Kongreß für Perinatale Medizin, Berlin 1970, Thieme, Stuttgart 1972

- 74) ULLERY, J.C., TETERIS, N.J., BOTSCHNER, A.W.,
Mc DANIELS, B.:
Traction and compression forces exerted by obstetric forceps
and their effect on fetal heart rate. Am.J.Obstet. and
Gynec. 85, 1066 - 1070 (1963)
- 75) WELFORD, N.T., SONTAG, L.W., PHILLIPS, W., PHILLIPS, D.:
Individual differences in heart rate variability in the
human fetus. Am.J.Obstet. and Gynec. 98, 56-61 (1967)
- 76) WERNICKE, K., SCHULZ, J., BERG, D.:
Fetales EKG und Herzschlagfrequenz bei experimentellen
Gefahrenzuständen, in: SALING, E., DUDENHAUSEN, J.W.:
Perinatale Medizin Band III. 4. Deutscher Kongreß für
Perinatale Medizin, Berlin 1971, Thieme, Stuttgart 1972
- 77) WINCKEL, F. von:
Handbuch der Geburtshilfe, I.F. Bergmann, Wiesbaden 1903
- 78) WOOD, C., FERGUSON, R., LEETON, J., NEWMAN, W., WALKER, A.:
Fetal heart rate and acide-base status in the assessment
of fetal hypoxia. Am.J.Obstet. and Gynec. 98, 62-70 (1967)

Ich danke Herrn Professor Dr. T i e t z e für die Überlassung des Themas und für die Unterstützung bei der Durchführung der Arbeit.

Bei Frau Dipl. math. D. Müller und Herrn Professor Horbach bedanke ich mich für die statistische Beratung und die Erstellung des Programms.

L e b e n s l a u f

- 25.10.1945 geboren in Lampertheim als erster Sohn des praktischen Arztes Friedrich Schmitt und seiner Ehefrau Ehrentraud, geb. Dölitzsch. Mein Vater starb 1956. Mein Bruder studiert Medizin im 4. klinischen Semester an der Universitätsklinik Mannheim
- April 1952 Volksschule in Rheindürkheim
- April 1956 Staatliches Altsprachliches Gymnasium Worms
- März 1966 Abitur
- SS 1966 Beginn des Studiums der Medizin an der Johannes Gutenberg-Universität zu Mainz
- 7.7.1972 Medizinisches Staatsexamen
- 1.10.1972 Medizinalassistent an den Universitätskliniken Mainz
- 31.10.1973 Approbation als Arzt
- 5.11.1973 Grundwehrdienst als Stabsarzt auf dem Fliegerhorst Oldenburg/Oldenburg
- 15.5.1975 Wissenschaftlicher Mitarbeiter am Institut für medizinische Statistik und Dokumentation der Universität Mainz.

